



Biomechanická analýza porodu

Diplomová práce

Studijní program: N3963 – Biomedicínské inženýrství
Studijní obor: 3901T009 – Biomedicínské inženýrství
Autor práce: **Bc. Michaela Kopáčiková**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





Biomechanical analysis of labour

Master thesis

Study programme: N3963 – Biomedical engineering
Study branch: 3901T009 – Biomedical Engineering

Author: **Bc. Michaela Kopáčiková**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Bc. Michaela Kopáčiková**
Osobní číslo: **D15000028**
Studijní program: **N3963 Biomedicínské inženýrství**
Studijní obor: **Biomedicínské inženýrství**
Název tématu: **Biomechanická analýza porodu**
Zadávající katedra: **Fakulta zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Literární rešerše na dané téma.
2. Vytvoření přesného modelu hlavičky fetu a zachycení její deformace.
3. Vytvoření a validace materiálového a numerického MKP modelu pánevního dna.
4. Zpracování dat závěr.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Biomechanické aspekty porodu jsou v ČR obecně ne zcela zpracované a často využívají zdroje ze zahraničí, Cílem této práce bude vytvoření a validace materiálového a numerického MKP (metoda konečných prvků) modelu pánevního dna a hlavičky fetu.

Výzkumné předpoklady:

1. Míra deformace hlavičky fetu při porodu.
2. Zatížení měkkých tkání v oblasti pánevního dna.

Metoda:

Simulace pomocí MKP.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Metoda konečných prvků.

Vzorek:

Materiálový a numerický model pánevního dna.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **70-90**

Forma zpracování diplomové práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.**

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Konzultant diplomové práce: **doc. MUDr. Michal Otčenášek, CSc.**

Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání diplomové práce: **1. srpna 2016**

Termín odevzdání diplomové práce: **30. dubna 2017**



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením fakulty

V Liberci dne 30. listopadu 2016

Příloha zadání diplomové práce

Seznam odborné literatury:

1. YAN, Xiani, Jennifer A. KRUGER, Poul M.F. NIELSEN a Martyn P. NASH. Effects of fetal head shape variation on the second stage of labour. *Journal of Biomechanics* [online]. 2015, 48(9), 1593-1599 [cit. 2016-10-12]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.02.062. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929015001542>
2. VERBRUGGEN, Stefaan W., Jessica H. W. LOO, Tayyib T. A. HAYAT, Joseph V. HAJNAL, Mary A. RUTHERFORD, Andrew T. M. PHILLIPS a Niamh C. NOWLAN. Modeling the biomechanics of fetal movements. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* [online]. 2016, 15(4), 995-1004 [cit. 2016-11-18]. DOI: 10.1007/s10237-015-0738-1. ISSN 1617-7959. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10237-015-0738-1>
3. SILVA-FILHO, Agnaldo L., Cristina S. SALEME, Thuane ROZA, et al. Evaluation of pelvic floor muscle cross-sectional area using a 3D computer model based on MRI in women with and without prolapse. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* [online]. 2010, 153(1), 110-111 [cit. 2016-10-12]. DOI: 10.1016/j.ejogrb.2010.07.005. ISSN 0301-2115. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0301211510003325>
4. PARENTE, Marco P., Renato M. NATAL JORGE, Teresa MASCARENHAS, António A. FERNANDES a Agnaldo L. SILVA-FILHO. Computational modeling approach to study the effects of fetal head flexion during vaginal delivery. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* [online]. 2010, 203(3), 217.e1-217.e6 [cit. 2016-10-12]. DOI: 10.1016/j.ajog.2010.03.038. ISSN 0002-9378. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002937810003571>
5. BRANDAO, Sofia, Marco PARENTE, Teresa MASCARENHAS, Ana Rita Gomes DA SILVA, Isabel RAMOS a Renato Natal JORGE. Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: Simulation of impairment of the pelvic ligaments. *Journal of Biomechanics* [online]. 2015, 48(2), 217-223 [cit. 2016-10-12]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.11.045. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929014006423>
6. OLIVEIRA, Dulce A., Marco P.L. PARENTE, Begoña CALVO, Teresa MASCARENHAS a Renato M. NATAL JORGE. Numerical simulation of the damage evolution in the pelvic floor muscles during childbirth. *Journal of Biomechanics* [online]. 2016, 49(4), 594-601 [cit. 2016-10-12]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.01.014. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929016300161>
7. SHAW, Janet M., Nadia M. HAMAD, Tanner J. COLEMAN, Marlene J. EGGER, Yvonne HSU, Robert HITCHCOCK a Ingrid E. NYGAARD. Intra-abdominal pressures during activity in women using an intra-vaginal pressure transducer. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2014, 32(12), 1176-1185 [cit. 2016-10-12]. DOI: 10.1080/02640414.2014.889845. ISSN 0264-0414. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24575741>
8. K. J. LEHMANN, A. WISCHNIK, E. NALEPA a M. GEORGI. Dynamic Biomechanical Analysis of Deformation Stress during Labour by "Finite Elements Analysis" of MRI Data. Springer Berlin Heidelberg [online], ISBN 978-3-642-49353-9. Dostupné z: http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-49351-5_66

9. MACHALOVÁ, Jitka a Horymír NETUKA. Metoda konečných prvků. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4645-5.
10. HÁJEK, Zdeněk, Evžen ČECH a Karel MARŠÁL. Porodnictví. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4529-9

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 28.4.2014

Podpis: Koptíková

Poděkování:

Ráda bych poděkovala doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, Ph. D. za odborné vedení, za rady při zpracování diplomové práce a hlavně za zařízení odborné stáže k této práci na Univerzitě v Portu. Dále bych chtěla poděkovat Marcovi Parentemu za velice přínosnou stáž a za poskytnutí podkladů k diplomové práci a doc. MUDr. Michalovi Otčenáškov, CSc. za cenné rady, věcné připomínky a především klinický náhled na celou problematiku. Děkuji také Ing. Markovi Kovářovi a Ing. Petrovi Henyšovi, Ph. D. za pravidelné konzultace a pomoc při zpracování výzkumné části mé práce. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat mé rodině za podporu během celého studia a příteli Ondřejovi Kyselovi za trpělivost v těžkých chvílích a za poskytnutí technických prostředků pro vytvoření této práce.

Anotace

Anotace v českém jazyce

Tato diplomová práce se zabývá biomechanickou analýzou porodu. Hlavní náplní práce bylo vytvoření co nejvíce reálného MKP modelu pánevního dna a plodu a simulace samotného porodu. MKP model byl postupně vytvářen od nejjednodušších modelů až k modelům vytvořených z reálných MRI dat. Cílem této práce bylo nejen vytvoření modelu, ale také zjištění napětí a deformací levatoru ani, ke kterým během porodu dochází.

Jméno a příjmení autora: Bc. Michaela Kopáčiková

Institute: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií

Název práce: Biomechanická analýza porodu

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Konzultant: doc. MUDr. Michal Otčenášek, CSc

Počet stran: 75

Rok obhajoby: 2017

Klíčová slova: porod
simulace
metoda konečných prvků
materiálový model
numerický model
pánevní dno
plod

Anotace v anglickém jazyce

This diploma thesis deals with biomechanical analysis of the labour. The main goal of this work was to create a realistic FEM model of pelvic floor and fetus and to simulate a labour. FEM model was created step by step from simplified model to a realistic one, based on real MRI data. The other goal of this thesis was to get some strain and stress data from levator ani that occurs during the labour.

Name and surname: Bc. Michaela Kopáčíková

Institution: Technical university of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Biomechanical analysis of labour

Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Consultant: doc. MUDr. Michal Otčenášek, CSc

Pages: 75

Year: 2017

Key words: labour
simulation
finite element method
material model
numerical model
pelvic floor
fetus

Obsah

Anotace.....	2
Seznam symbolů, zkratk a termínů.....	6
1 Úvod.....	7
Teoretická část.....	8
1.1 Kostěná pánev	8
1.2 Měkké cesty porodní	10
1.3 Pohlavní orgány ženy	11
1.3.1 Vnitřní pohlavní orgány	11
1.3.2 Zevní pohlavní orgány.....	13
1.4 Změny rodidel v těhotenství.....	13
1.5 Plod během porodu.....	13
1.5.1 Hlavička plodu	13
1.5.2 Trup plodu	14
1.6 Uložení plodu na konci těhotenství	15
1.6.1 Poloha plodu.....	15
1.6.2 Postavení plodu	17
1.6.3 Držení plodu	18
1.6.4 Naléhání plodu	18
1.7 Fyziologický porod.....	19
1.7.1 Biologická příprava k porodu	19
1.7.2 I. doba porodní	20
1.7.3 II. doba porodní	22
1.7.4 III. doba porodní.....	24
1.8 Porodní poranění	24
1.9 3D modelování	26
1.9.1 Metoda konečných prvků	26
1.9.2 Elastické materiálové modely.....	27
1.9.3 3D modely v medicíně.....	28
1.10 MKP modely svalů pánevního dna.....	32
1.10.1 Model vytvořený na Univerzitě v Portu	32
1.10.2 Model z Michigenské univerzity	35
1.10.3 Model z Aucklanské univerzity	37

2	Výzkumná část	40
2.1	Základní model deska- koule.....	40
2.1.1	Tvorba modelu	40
2.1.2	Výsledky.....	42
2.2	Model pánevní dno – koule	46
2.2.1	Tvorba modelu	46
2.2.2	Výsledky.....	50
2.3	Model pánevní dno - hlavička plodu	54
2.3.1	Tvorba modelu	54
2.3.2	Výsledky.....	59
2.4	Porovnání modelů.....	63
	Závěr a doporučení	64
	Seznam použité literatury	66

Seznam symbolů, zkratk a termínů

Zkratky:

CT - výpočetní tomografie

MRI – magnetická rezonance

MKP- metoda konečných prvků

CAD (computer aided design) – počítačem podporované projektování

CAP (contraction-associated proteins)

CRH (corticotropin-releasing hormon) - kortikotropin uvolňující hormon

BT – bazální tonus

3D (3-dimension) – třírozměrný

V (vagina) – pochva

U (uterus) – děloha

USL (uterosacral ligament) – uterosakrální vaz

CL (cardinal ligament) – kardinální vaz

PB (pubic bone) – stydká kost

PeB (perineal body) – tělo hráze

AS (anal sphincter) – anální svěrač

PM (perineal membrane) – membrána hráze

LA – levator ani

1 Úvod

Porodnictví je jedno z nejstarších lékařských odvětví, které stojí na úplném počátku života člověka. Vzhledem k řadě úskalí a řešení akutních stavů však patří k těm nejrizikovějším, a proto hlavní snahou moderního porodnictví je řešit a předcházet těmto stavům ohrožující zdraví a životy plodu i matky. Jako v celé medicíně, tak i v tomto oboru se uplatňují nejnovější vědecké poznatky i značný technický pokrok. Velkou roli hrají pokroky v oboru informačních technologií, díky kterým se nejen zdokonalují a vyvíjejí nová medicínská zařízení, ale také umožňují moderní plánování zákroků ve všech oborech medicíny.

Porod je pro většinu žen velmi náročný proces, a proto je v dnešní době velká snaha o ulehčení a pokud možno zpříjemnění celého procesu. Pro tento účel je velice podstatné porozumění celému procesu porodu a především biomechaniky pánevního dna. K porozumění mechaniky biologických procesu se v posledních letech velmi rozšířila metoda konečných prvků, původně využívána především ve strojírenském průmyslu. Díky této metodě jsme schopni simulovat a získávat potřebné hodnoty na místo fyzického měření např. tlaků, což by bylo pro rodičku velmi nepříjemné. Hlavním přínosem MKP je však simulace a analýza různých defektů, ke kterým např. v pánevním dnu dochází.

Použití MKP pro potřeby porodnictví a gynekologie není obecně ve světě příliš rozšířeno. Po celém světě se touto problematikou zabývá pouze pár odborných skupin. Jedním z předních odborníků v tomto oboru je Dr. Marco Parente z Univerzity v Portu, kde jsem absolvovala přínosnou měsíční stáž, která mi dodala velmi dobrý přehled v této problematice.

Většina odborníků se soustředí na problematiku prolapsu pánevních orgánů ženy a obtíží s tím spojených. Naším cílem je však rozšíření na problematiku samotného porodu, tedy konkrétně třeba na problematiku epiziotomie a dalších.

Hlavním cílem mé práce bylo vytvoření co nejvíce realistického modelu pánevního dna a plodu a zjištění napětí a deformace levatoru ani, ke kterým během porodu dochází.

Teoretická část

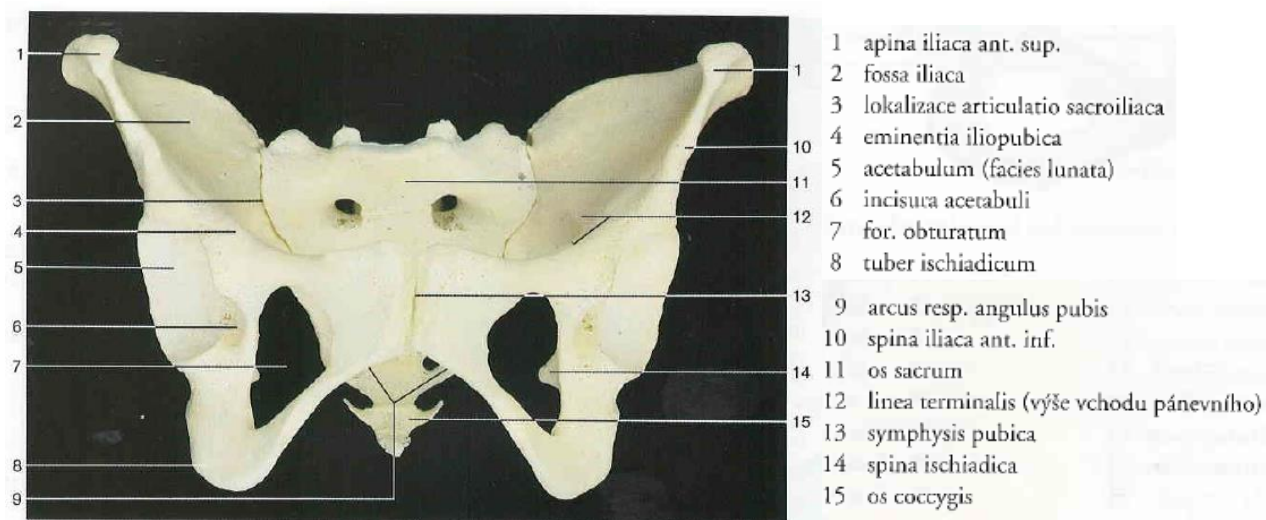
1.1 Kostěná pánev

Pánev (pelvis) je tvořena spojením obou kostí pánevních (os coxae) s kostí křížovou (os sacrum) a má dvě části. Horní a zároveň prostornější část se nazývá velká pánev, je tvořena lopatami pánevních kostí a jejím obsahem je část břišních útrob. Malá pánev je dolní a užší část kostěné pánve. Tato část je tvořena vzadu kostí křížovou a kostrční, na stranách těly kostí kyčelních, sedacích a stydkých a vpředu rameny kostí sedacích a stydkých a sponou stydkou. Malá pánev obsahuje část odvodných cest močových, pohlavních orgánů a konečník. Velká pánev je oddělena od malé čarou (linea terminalis), která také vymezuje rovinu vchodu pánevního.

Kost pánevní (os coxae) je jednotná plochá kost, která však vznikla ze tří samostatných kostí - kost kyčelní (os ilium), kost sedací (os ischii) a kost stydká (os pubis). Ke srůstu všech tří kostí dochází v oblasti kolem jamky kyčelního kloubu (acetabulum). Kyčelní kost se nachází nad touto jamkou a skládá se z těla (corpus) a ploché lopaty (ala ossis ilium). Vnější plocha lopaty je kryta hýžd'ovými svaly a na vnitřní straně je dorzálně uložena kloubní ploška pro spojení s kostí křížovou. Kost sedací se skládá z těla (corpus), ramene (ramus ossis ischii) a mohutného sedacího hrbole (tuber ischiadicum). Od sedacího hrbole vybíhá nahoru pars pubica, která se spojuje s kostí stydkou. Stydká kost je složena z těla (corpus) a ramene (ramus ossis pubis). Mediálně je zakončena drsnou ploškou, se kterou srůstá chrupavka stydké spony. Těla všech tří kostí tvoří jamku kyčelního kloubu (acetabulum). Kost pánevní je připojena k osově kostře kloubem articulatio sacroiliaca. Obě kosti jsou spojeny řadou silných vazů, které koncem těhotenství prosakují, a tak umožňují roztažitelnost pánve během porodu.

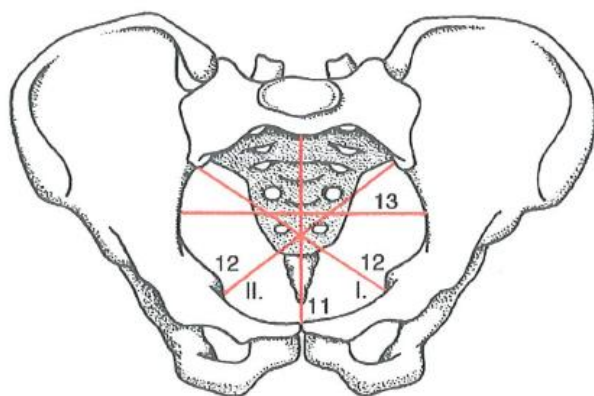
Kost křížová (os sacrum) je tvořena sakrálními obratli (vertebrae sacrales) S1-S5 a je jak součástí páteře, tak svým spojením s kostmi pánevními tvoří pánev. Křížová kost má tvar čtyřbokého hranolu, kraniálně je širší a kaudálně se zužuje a spojuje s kostrčí. Přední plocha má konkávní tvar a je u ženy plošší a širší než u muže. Zadní plocha je konvexní a otevírají se zde čtyři páry otvorů pro zadní větve křížových nervů.

Ženská pánev se zřetelně liší od mužské pánve, představuje významný sekundární pohlavní znak a tvoří typický tvar ženské postavy. Jelikož pánev ženy tvoří porodní cesty, je potřeba, aby byla přizpůsobena potřebám porodu. Proto je ženská pánev významně širší a nižší než pánev mužská.



Obr. 1 Pánev (6, s. 436)

Malá pánev ženy je označována jako pánev porodnická a tvoří tvrdé cesty porodní. Ve kraniokaudálním směru lze proložit čtyři roviny (rovina vchodu pánevního, šíře pánevní, úžiny pánevní a východu pánevního), které jsou tvarově odlišné. U každé z těchto rovin se určují 3 rozměry - přímý, příčný a šikmý. Nejdůležitějším rozměrem je ten, do kterého rotuje hlavička plodu největším rozměrem. Tyto rozměry však nelze u živé ženy měřit přímo (pouze ze snímků CT nebo MRI), a proto se vzájemný poměr hlavičky plodu a malé pánve zjišťuje pomocí zevních rozměrů pánevních. Mezi tyto rozměry patří vzdálenost bispinální, bikristální a bitrochanterická a měří se pelvimetrem (1), (2), (3), (4).



Obr. 2 Pánevní vchod a jeho průměry - přímý, šikmý a příčný (2, s. 23)

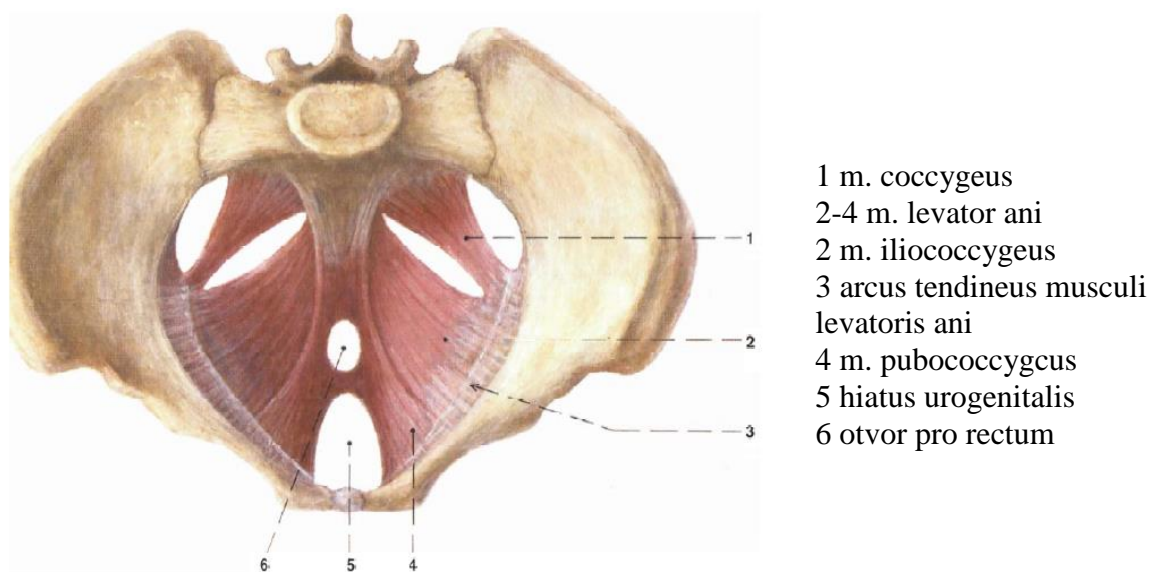
1.2 Měkké cesty porodní

Měkké cesty porodní tvoří převážně příčně pruhované svalstvo. Soubor svalů je uložen v oblasti pánevního východu a na stěnách malé pánve. Pánevní východ je uzavřen tzv. pánevním dnem (diaphragma pelvis), které zároveň podpírá orgány pánevní dutiny. Pánevní dno má tvar mělké nálevky, začíná na stěnách malé pánve a kaudálně sbíhá ke štěrbině, kterou prochází konečník (hiatus analis). Trojúhelníkovým otvorem prochází také pochva (vagina) a před ní močová trubice (hiatus urogenitalis).

Pánevní dno je tvořeno dvěma párovými svaly - zdvihač konečníku (musculus levator ani) a sval kostrční (musculus coccygeus). Musculus levator ani je silný plochý sval, který ohraničuje otvory pro konečník, močovou trubici a pochvu. Skládá se z přední, pubické části (pars pubica) a z boční širší, ilické části (pars iliaca). Musculus coccygeus je výrazně slabší sval a jeho svalové snopce jsou přiložené k vazivovým snopcům ligamenta.

Pánevní dno tvoří pružnou spodinu pánve a podpírá její orgány. Další funkcí pánevního dna je také zdvih zadní stěny poševní, který zajišťují snopce obemykající vagínu. Dalším důležitým svaem je musculus puborectalis, který je hlavním svěračem konečníku.

Svaly pánevního dna jsou inervovány přímými větvkami z plexus sacralis (kořenová inervace z S3 a S4) (3), (5).



Obr. 3 Svaly pánevního dna (5, s. 368)

1.3 Pohlavní orgány ženy

1.3.1 Vnitřní pohlavní orgány

Vnitřní pohlavní orgány jsou uloženy v malé pánvi a patří k nim pohlavní žlázy - vaječníky a gonády a pohlavní cesty - děloha, pochva a párový vejcovod.

1.3.1.1 Vaječník

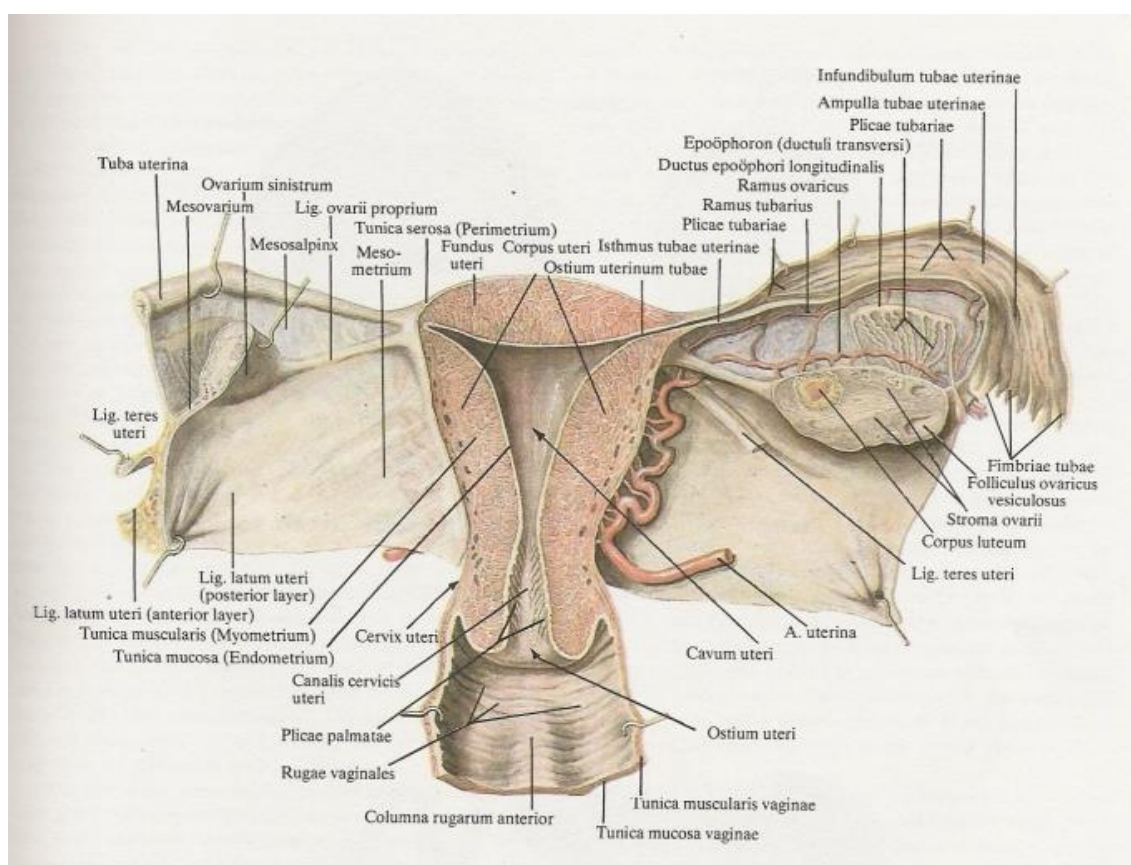
Vaječník (ovarium) je párová ženská pohlavní žláza, která produkuje pohlavní buňky - vajíčka a pohlavní hormony. Povrch vaječníku je u pohlavně zralé ženy nerovný. Vyvýšeniny tvoří zrající folikuly a prohlubně bílá tělíska, jizvy po žlutých těliscích. Vaječník je členěn na vrstvu korovou (zona corticalis) a dřevnou (zona medularis). V korové vrstvě se nacházejí folikuly, žlutá a bílá tělíska a dřevná vrstva obsahuje cévy a nervy. V kůře probíhají od puberty do klimakteria pravidelně měsíční ovariální cykly, během kterých dochází k zrání a uvolnění vajíčka pro oplození a tvorbě pohlavních hormonů (4), (6).

1.3.1.2 Děloha

Děloha (uterus) je dutý svalnatý orgán hruškovitého tvaru. Slouží k přijetí oplozeného vajíčka, k výživě a ochraně zárodku a plodu po celou dobu vývoje až do porodu. Největší částí dělohy je tělo děložní (corpus uteri), které tvoří až dvě třetiny celého objemu. Další, mnohem menší částí je krček děložní (cervix uteri). Úponem pochvy je rozdělen na dvě části - supravaginální část a čípek děložní. Krček dělohy je částí měkkých cest porodních. Poslední částí dělohy je úžina děložní. Stěna dělohy má tloušťku 10-15 mm a je tvořena děložní sliznicí (endometrium), hladkou děložní svalovinou (myometrium) a peritoneem (perimetrium). Velikost i tvar dělohy se u žen liší u nullipar, primipar a multipar. Fixaci dělohy zajišťuje závěsný a podpůrný aparát děložní. Závěsný aparát je tvořen systémem parametrálních svalů, zatímco podpůrný aparát hrázovými svaly (3), (6).

1.3.1.3 Pochva

Pochva (vagina) je nepárový trubicovitý orgán, který spojuje vnitřní a zevní pohlavní orgány. Jejímí hlavními funkcemi jsou kopulace a odvod menstruační krve a patří k měkkým cestám porodním. Pochva je s dělohou spojena klenbou poševní. Kaudálně v dutině vagíny se nachází vchod poševní, který je překryt tenkou slizniční duplikaturou, tzv. panenskou blánou (hymen). V neporušeném (intaktním) hymenu se nachází kruhovitý otvor (6).



Obr. 4 Vnitřní pohlavní orgány ženy (6, s. 201)

1.3.2 Zevní pohlavní orgány

Zevní pohlavní orgány jsou uloženy v krajině stydké a hrázové a patří k nim stydký pahorek (mons pubis), předsíň poševní (vestibulum vaginae), poštváček (clitoris), velké a malé stydké pysky (labia majora et minora pudendi), velké předsíňové žlázy (glandula vestibularis major) a předsíňové bulvy (bulbus vestibuli). Zevní ženské pohlavní orgány se také nazývají zevní rodidla (3).

1.4 Změny rodidel v těhotenství

Děloha v průběhu těhotenství hypertrofuje a mění svou hmotnost z 50g na přibližně 1000 g při porodu. Děložní dutina zvětší svou kapacitu až 500krát a v objemu dosáhne až 5 l. S tím souvisí i zvýšení průtoku krve. Průtok dělohou se v těhotenství mění z 50 ml/min na 500-700 ml/min. Spojení mezi tělem a hrdlem děložním se po 4. měsíci těhotenství mění v dolní segment dělohy, který před porodem dosahuje 8-10 cm. Hrdlo děložní si po celou dobu těhotenství udržuje svoji délku cca 3 cm. K růstu dělohy v průběhu těhotenství dochází nejen vlivem estrogenů a progesteronu, ale také působením rostoucího plodového vejce. I přes rozpínání dělohy nedochází ke zvyšování nitroděložního tlaku a je v klidu až do dozrání plodu (3).

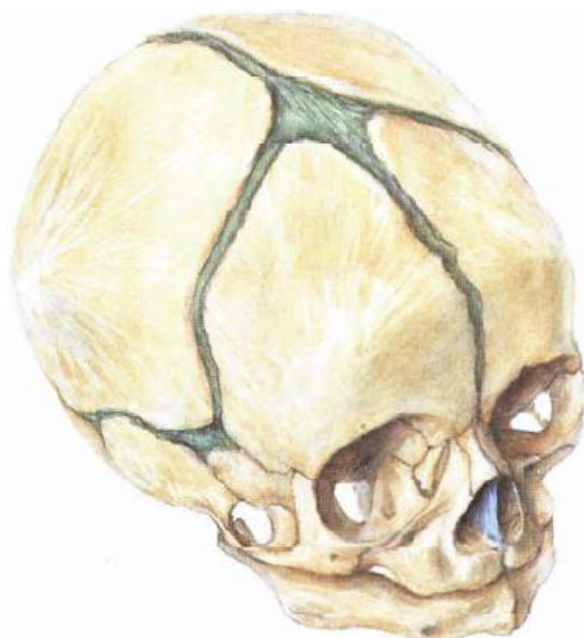
1.5 Plod během porodu

1.5.1 Hlavička plodu

Hlavička plodu patří společně s pánevním koncem mezi velké části plodu. Lebka je tvořena páry kostí čelních (ossa frontalia), kostí spánkových (ossa temporalia), klínových kostí (ossa sfenoidea), temenních kostí (ossa parietalia) a záhlavní kosti (os occipitale). Kostí plodu nejsou zcela osifikované, a proto hranice mezi kostmi jsou blanité a vytváří švy a fontanely. Tyto hranice umožňují jistou míru stlačitelnosti hlavičky při porodu.

Kosti čelní jsou spolu spojeny švem čelním (sutura frontalis) a švem věncovým (sutura coronaria) a jsou spojeny s kostmi temenními. Temenní kosti jsou dále spojeny s kostí záhlavní záhlavním švem (sutura lambdoidea) a s kostmi spánkovými skráňovým švem (sutura temporalis). Mediální okraje temenních kostí jsou spojeny švem šípovým (sutura sagitalis). Šípový šev je vpředu a vzadu ohraničen malou a velkou fontanelou (fonticulus minor et major) a dále je zde hmatná Malgaigneova fontanela.

Na hlavičce plodu rozeznáváme prostupující obvody (cirkumference) a příčné a podélné průměry. Příčné průměry jsou dva – malý příčný průměr, který spojuje nejvzdálenější body na věncitém švu, a velký příčný průměr, který spojuje vrcholy parietálních hrbolů. Mezi podélné průměry řadíme malý šikmý průměr, předozadní průměr, modifikovaný velký šikmý průměr a další (1), (3).



Obr. 5 Lebka novorozence se švy a fontanelami (1, s. 201)

1.5.2 Trup plodu

Pro správný mechanismus porodu v podélné poloze se uvádí dva rozměry- šířka ramen (12 cm) a obvod (35 cm). Pro porod v podélné poloze pánevním koncem je vypovídající šířka kyčlí (9cm) a obvod (27cm) (3).

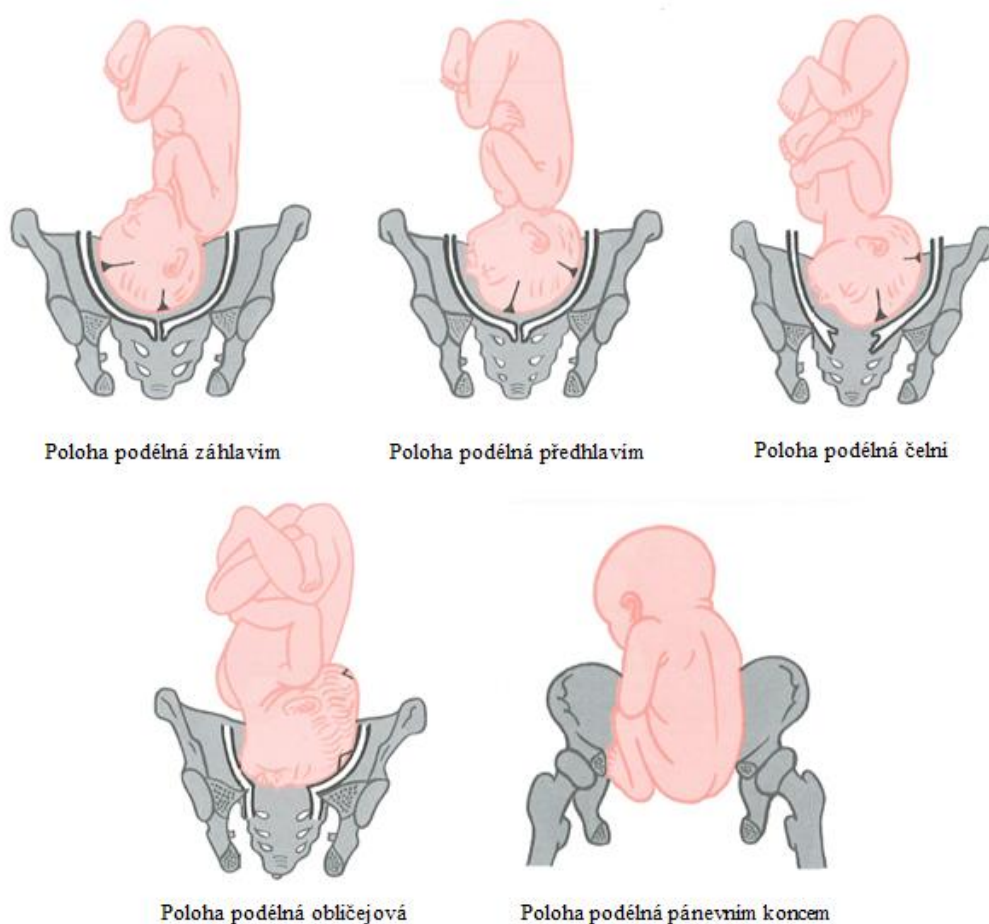
1.6 Uložení plodu na konci těhotenství

1.6.1 Poloha plodu

Poloha plodu (situs) se určuje vztahem podélné osy plodu k podélné ose dělohy. Polohy plodu dělíme na podélné, příčné a šikmé.

1.6.1.1 Polohy podélné

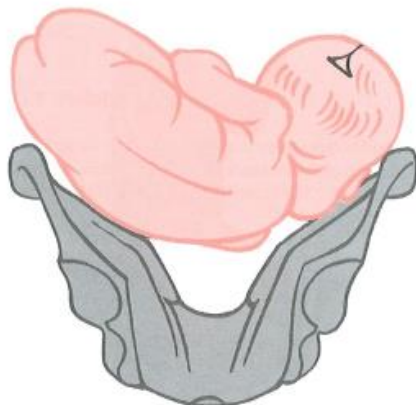
U poloh podélných probíhají obě osy souběžně a považujeme je za polohy fyziologické. Nejčastěji (95,5 %) směřuje do pánevního vchodu hlavička, tedy polohy podélné hlavičkou. Hlavička může být flektována (poloha záhlavím) nebo deflektována (poloha deflexní, poloha předhlavím, čelní, obličejová). Výrazně méně často (3 %) se vyskytují polohy podélné pánevním koncem, kdy do pánevního vchodu směřuje pánevní konec plodu. Tyto polohy mají dvě podoby - úplný (naléhají obě nožky i hýždě) a neúplný (řitní, jednou nebo oběma nožkami, kolínkem). Obě varianty patří mezi rizikové porody. Všechny polohy podélné jsou znázorněny na Obr. 6.



Obr. 6 Polohy podélné (2, s. 65)

1.6.1.2 Příčná poloha

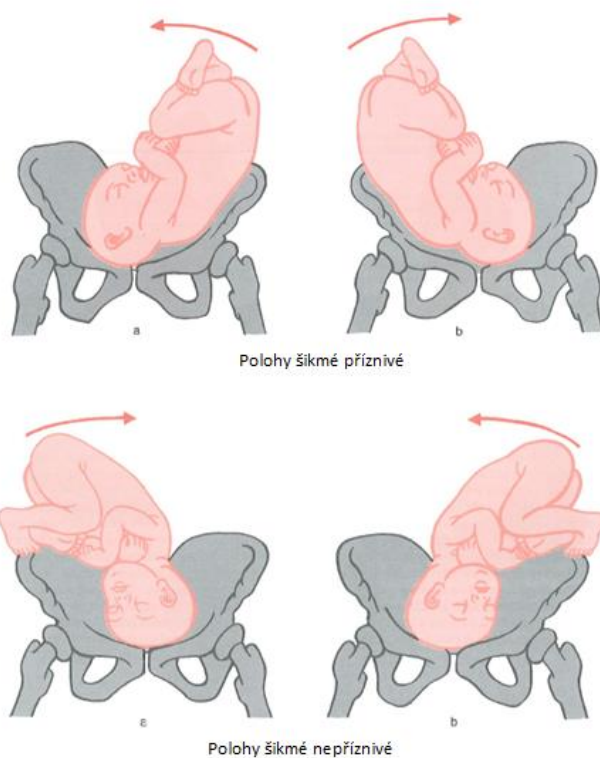
V příčné poloze naléhá hlavička plodu na jednu z lopat kyčelních kostí. Podélná osa plodu je napříč podélné ose dělohy. Tato poloha se považuje za patologickou, viz Obr.7.



Obr. 7 Poloha příčná (2, s. 66)

1.6.1.3 Polohy šikmé

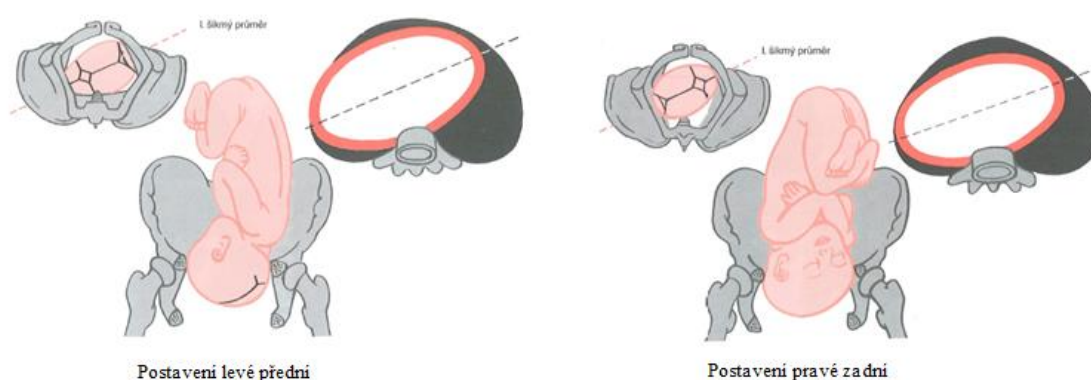
Polohy šikmé jsou polohami přechodnými. Vstupuje-li hlavička plodu ve flexi, jedná se o polohy příznivé. Pokud však hlavička vstupuje v deflexi, jde o polohy nepříznivé (3).



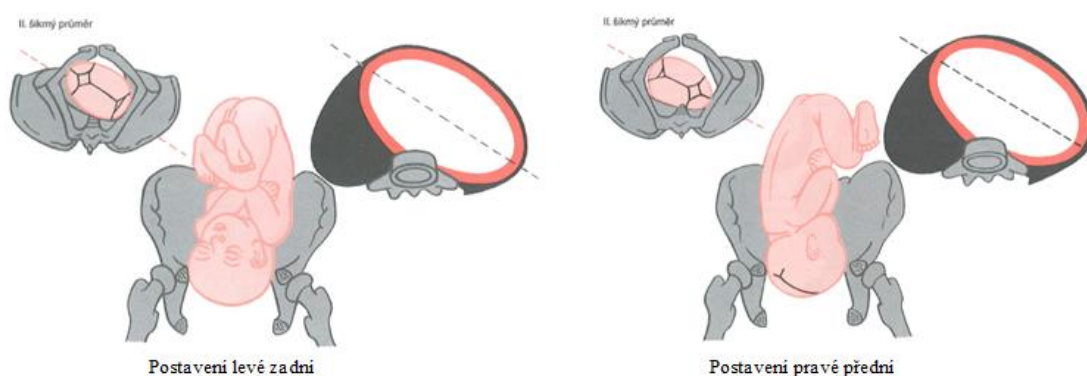
Obr. 8 Polohy šikmé (2, s. 66-67)

1.6.2 Postavení plodu

Postavení plodu (positio) je dáno uložením hřbetu plodu ve vztahu k děložní hraně (podélné polohy) nebo uložením hlavičky plodu na jedné z lopat kyčelních kostí (příčná poloha). Děloha je na konci těhotenství nejčastěji zatlačována doprava, v tzv. dextroverzi. Tento posun je dán uložením kliček tenkého střeva v levé části břicha a rozložením velké pánve lordózou bederní páteře do pravé a levé kyčelní jámy. Postavení plodu v podélných polohách může být levé přední (nejčastější) nebo pravé zadní při děložní dextroverzi a torzi. Při děložní sinistroverzi a torzi dochází k postavení levému zadnímu nebo pravému přednímu. Děložní sinistroverze je však méně častou variantou. Postavení plodu v příčných polohách se dělí podle strany, na kterou naléhá hlavička, tedy levé a pravé. Dále se každé postavení dělí podle natočení plodu na dorzoanteriorní a dorzoposteriorní (3).



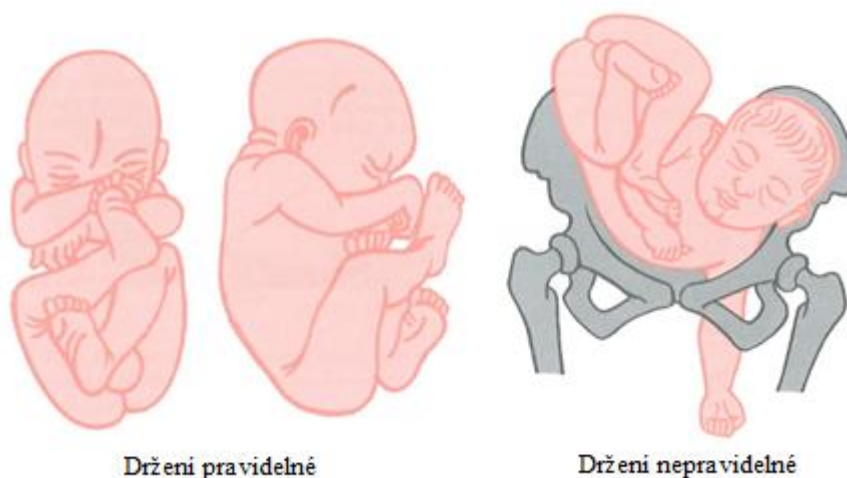
Obr. 9 Postavení plodu v dextroverzi (2, s. 69-70)



Obr. 10 Postavení plodu v sinistroverzi (2, s. 69-70)

1.6.3 Držení plodu

Držení plodu (habitus) je dáno polohami jednotlivých částí plodu. Pravidelné držení plodu je tedy takové, ve kterém jsou části plodu uspořádány tak, aby plod jako celek zaujímal co nejméně prostoru. Při tomto držení je hlavička plodu mírně ve flexi, hřbet prohnut a dolní i horní končetiny zkříženy a ve všech kloubech ve flexi. Všechna jiná vztyčení či naléhání patří mezi nepravidelná držení plodu (3).



Obr. 11 Držení plodu (2, s. 71)

1.6.4 Naléhání plodu

Naléhání plodu (presentatio) je dáno naléháním hlavičky a vztahem hlavičky k rovině pánevního vchodu. Normální naléhání hlavičky je při podélných polohách centrické (hlavička naléhá na střed vchodu pánevního), indiferentní (malá a velká fontanela s pánevním vchodem na stejné úrovni) a synklitické (hlavička naléhá stejnou plochou svých parientálních kostí). Vztah hlavičky k rovině pánevního vchodu je daný mírou propagace hlavičky do malé pánve. Správnou diagnózou dochází k určení porodnické operace - císařský řez nebo porod kleštěmi (3).

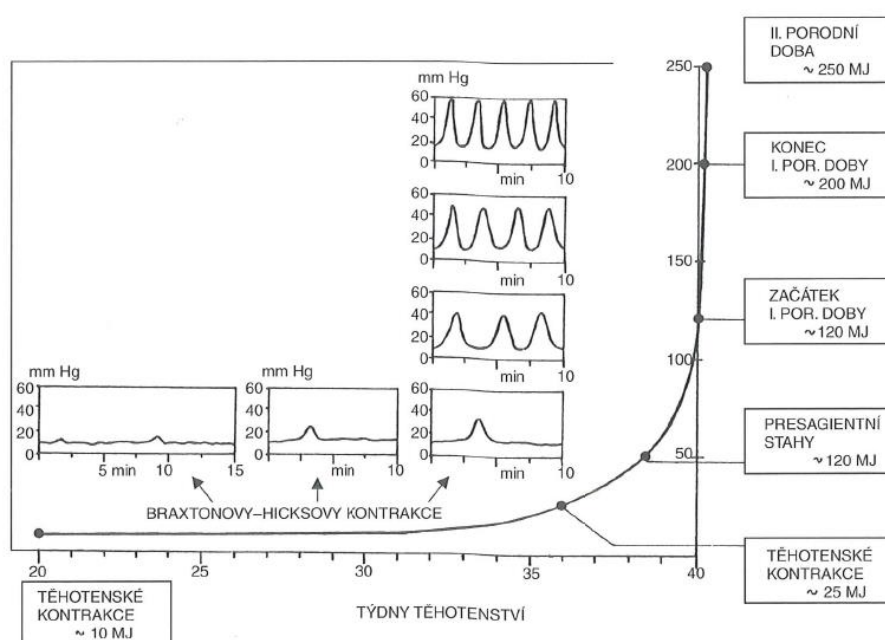
1.7 Fyziologický porod

Porod (partus) definujeme jako ukončení těhotenství, během kterého je narozen živý novorozenec s hmotností minimálně 500 g, nebo menší, přeživší déle než 24 hodin. Veškeré zde popisované procesy jsou mechanismy porodu v poloze záhlavím.

1.7.1 Biologická příprava k porodu

S blížícím se koncem těhotenství se zahajuje u plodu i těhotné biologická příprava k porodu. U těhotné dochází k nárůstu děložní motility a dráždivosti, což vede k tzv. Braxton-Hickovým kontrakcím (podprahová kontrakční činnost). S blížícím se porodem jsou tyto kontrakce stále častější a s rostoucí amplitudou. Tyto kontrakce však nepřesahují hodnoty 12-18 mm Hg. Dochází ke změnám v tvaru, konzistenci i uložení děložního hrdla a mění se stupeň vyklenutí přední strany poševní. Dále se zvyšuje tlak dělohy na močový měchýř. Při pootevření zevní branky odchází hlenová zátka, která u prvorodiček bývá zaměňována s odtokem plodové vody.

Vlastní porod dělíme na tři porodní doby. I. doba porodní je fází otevírací, II. fáze porodní je fází vypuzovací a při III. fázi porodní dochází k porodu lůžka a plodových blan (3), (8), (9).

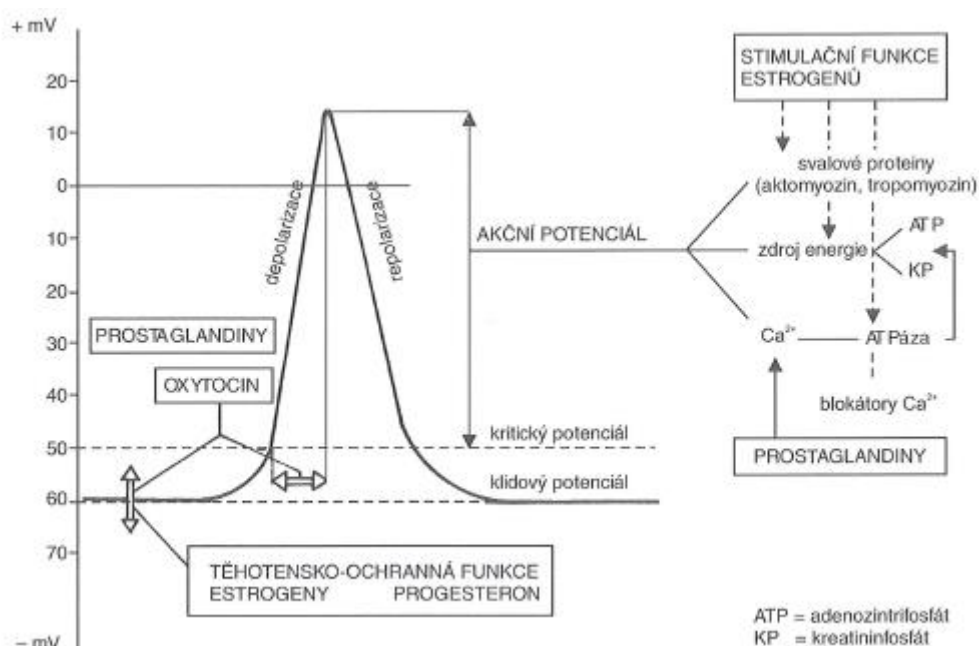


Obr. 12 Děložní aktivita během celého porodu (2, s. 124)

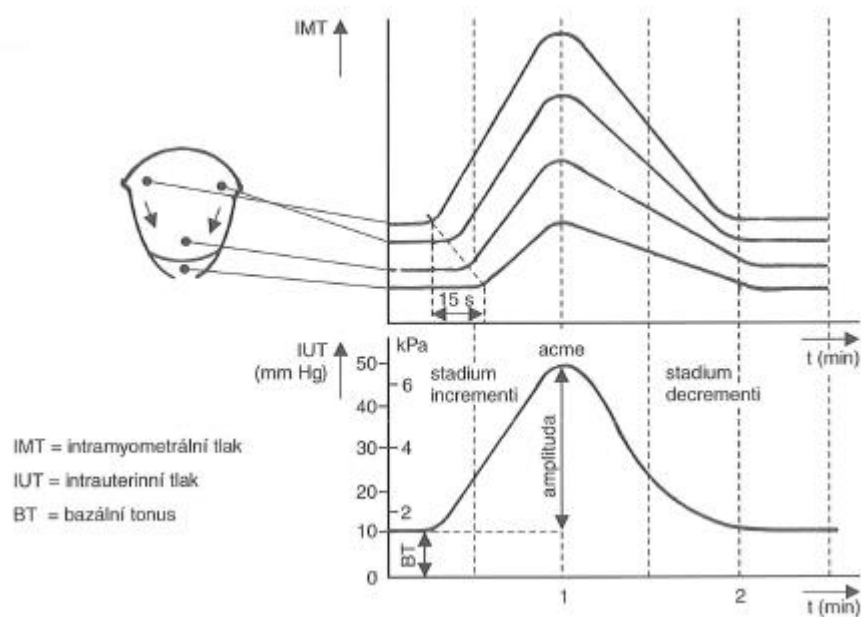
1.7.2 I. doba porodní

Porod začíná rozvíjením dolního děložního segmentu, děložního hrdla a branky. Zpočátku je frekvence těchto otevíracích kontrakcí 1-2/10 min. Vlastní porod začíná v 10-15 % spontánním odtokem plodové vody, který by měl být do 1 hodiny následován porodními kontrakcemi. Hlavním mechanismem iniciace porodu je zvýšená reaktivita myometria na uterotonika, produkce CAP (contraction-associated proteins) bílkovin. Děložní hrdlo se zkracuje a měkne důsledkem zvýšené aktivity enzymů degradujících kolagen. Důležitou úlohu má také CRH (kortikotropin uvolňující hormon) a steroidní hormony.

Změna klidového potenciálu na kritický vyvolá dráždivost děložního svalu. (Obr. 13). Vlastní kontrakce děložní svaloviny je děj reverzibilní, rytmicky se opakující a je charakterizovaný stahem a následnou relaxací svalových buněk. Při děložní retrakci se daná oblast dělohy zmenšuje trvalým zkrácením a přetáčením svalových buněk. Bazální tonus (BT) je základní hodnota, ze které vychází každá děložní kontrakce a je vyjádřena výší intrauterinního tlaku v období mezi kontrakcemi. Bazální tonus na začátku I. doby porodní se pohybuje kolem 1,1 – 1,6 kPa, během porodu se zvyšuje na 1,6 - 2,4 kPa a nikdy by neměl přesáhnout hodnoty 2,7 kPa. Amplitudu kontrakcí odečítáme na intrauterinním tenzogramu. Z počátku porodu se hodnoty pohybují v rozmezí 4,0 - 5,3 kPa a ke konci až 6,65 - 7,95 kPa. Hodnoty by však neměly přesáhnout 10,55 kPa. Pro určení intenzity kontrakcí byly stanoveny tzv. Montevidejské jednotky, které jsou přepočítány ze součtu amplitud kontrakcí v desetiminutovém intervalu. V praxi se však pro jednoduchost používá frekvence kontrakcí. Frekvence kontrakcí je na začátku porodu kolem 4 kontrakcí za 10 min. Touto metodou zjišťujeme i délku kontrakcí a mezikontrakčního období (resting phase). Doba mezi kontrakcemi by neměla být delší než 30 s.



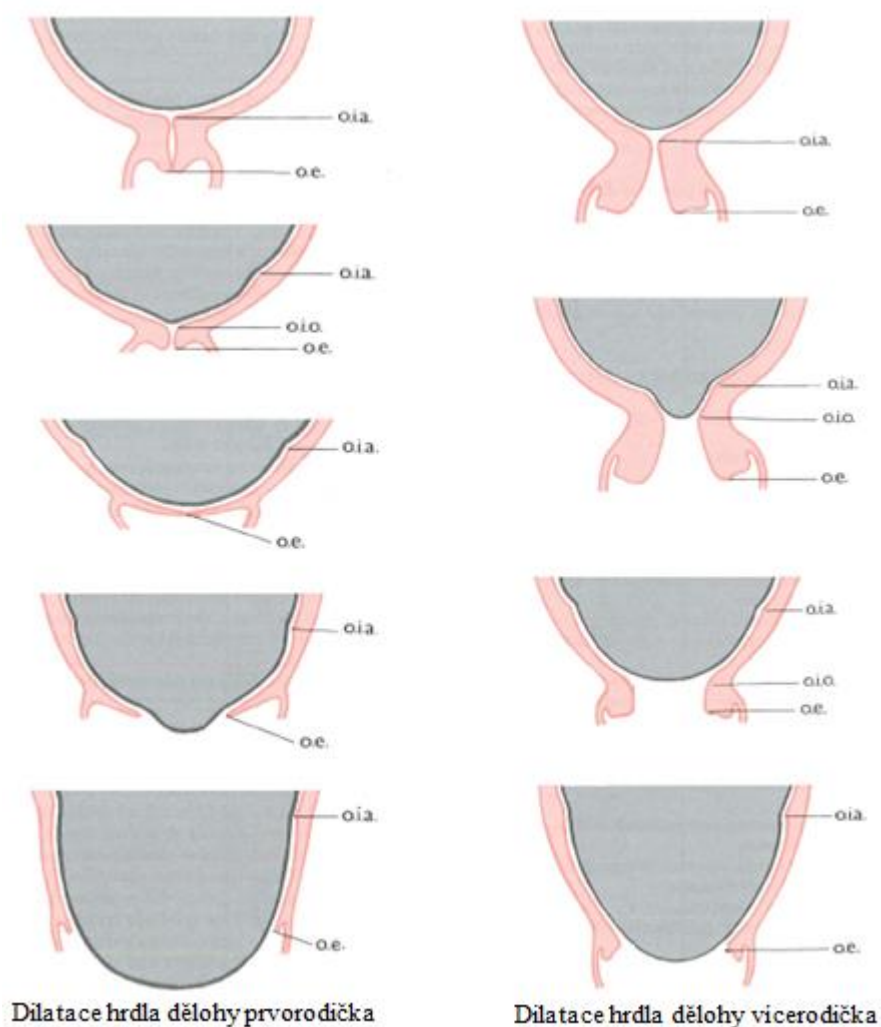
Obr. 13 Stah svalové buňky dělohy (2, s. 128)



Obr. 14 Průběh kontrakční vlny (2, s. 128)

Dilatace děložního hrdla a branky u prvorodiček a vícerořiček se liší. U prvorodiček se hrdlo dělohy otevírá kalichovitě od branky vnitřní k brance vnější. Hlenová zátka, která vyplňuje kanál děložního hrdla, se tlakem posouvá do pochvy. Kraniální část děložního hrdla se otevírá a přesouvá se přes dolní pól plodového vejce. Vnitřní branka se posouvá k zevní brance a děložní hrdlo se zkracuje. Později vnitřní a zevní branka splývají a děložní hrdlo tak zaniká. Otevírající se branka se postupně zvětšuje, až úplně zaniká.

První doba porodní trvá u prvorodiček 6-7 hodin. Děložní hrdlo vícerodiček je válcovité a zevní branka vlivem předchozích porodů zeje. Hrdlo dělohy se rozevívá vcelku s dilatací vnitřní branky a zkracuje se přesouváním děložního segmentu přes plodové vejce. U vícerodiček trvá první doba porodní průměrně 3-4 hodiny (3), (8), (9).



Obr. 15 Dilatace děložního hrdla (2, s. 131)

1.7.3 II. doba porodní

Druhá doba porodní, tedy vypuzovací fáze začíná zánikem branky. Během této fáze prostupuje plod tvrdými i měkkými porodními cestami. Průběh mechanismu II. doby porodní je ovlivněn mnoha faktory. Prvním faktorem je děložní kontrakce, která v této fázi vrcholí. Dalším důležitým faktorem je břišní lis, který je během kontrakce vyvolán stimulací presakrálních receptorů při tlaku hlavičky na pánevní dno.

Hodnota nitroděložního tlaku se tak zvýší až trojnásobně. Velkou roli hraje i konkávita porodních cest, tvar hlavičky plodu či specifčnost ve stavbě kostěné pánve.

U pravidelného porodu naléhá hlavička plodu na vchod pánevní šípovým švem do příčného nebo šikmého průměru. Hlavička provádí flexi a vedoucím bodem (nejníže položený bod) se stává malá fontanela (záhlaví). Plod se za vnitřní rotace (vedoucí bod rotuje k symfýze) dostává do pánevní šíře a následně do úžiny. Vnitřní rotací se hlavička staví do nejpříznivějších poměrů podle tvaru a rozměrů pánevního kanálu. Po sestupu hlavičky až na dno pánevní se přechod šíje a záhlaví opírá o dolní kraj symfýzy. Tento bod se označuje jako hypomochlion. U dolního okraje symfýzy se hlavička plodu dostává z flexe do deflexe. Po porodu hlavičky dochází kvůli snadnějšímu průchodu ramínek k zevní rotaci do polohy, ve které hlavička vstupovala do pánevního vchodu.

Vypuzovací fázi tedy můžeme rozdělit do 5 etap: iniciální flexe a vstup hlavičky do pánevního dna, progresu hlavičky do pánevní šíře a úžiny, vnitřní rotace, rotace hlavičky kolem dolního okraje stydké spony a zevní rotace (3), (8), (9).

STADIA PORODU	BOČNÍ PROJEKCE	SPODNÍ PROJEKCE	PŘEDNÍ PROJEKCE
a) iniciální flexe a vstup hlavičky do pánve			
b) progrese do pánevní šíře a úžiny			
c) normální vnitřní rotace počátek vnitřní rotace			
hlavička ve východu po ukončení vnitřní rotace			
d) rotace kolem dolního okraje spony			
e) zevní rotace			

Obr. 16 Mechanismus porodu II. doby porodní (2, s. 133)

1.7.4 III. doba porodní

Třetí dobu porodní lze rozdělit na dvě fáze- odlučování a vypuzování placenty. Po vlastním porodu dochází díky sníženému obsahu k retrakci dělohy. Po určité klidové fázi přichází další kontrakce. Mezi děložní stěnou a placentou dochází ke tkáňovému posunu a placenta se začíná odlučovat. Po odloučení zatím neporozené placenty se děloha zplošťuje a fundus špičatí. Důležité je, aby porodník vyčkal úplné separace lůžka od stěny děložní. Podle umístění, způsobu odlučování a porodu placenty rozlišujeme 3 typy odlučování placenty. Baudelocquea-Schultzeho mechanismus probíhá tak, že se placenta rodí středem a za ní následují blány. Při tomto způsobu dochází k minimálnímu krvácení. U dalšího mechanismu, dle Duncana, se v rodidlech nejprve objevuje okraj placenty a tak se rodí hranou. U tohoto mechanismu dochází k většímu krvácení. Poslední mechanismus, dle Gessnera, kombinuje oba předchozí. Placenta je tedy odlučována okrajem, ale rodí se středem a za ní následují blány (3), (8), (9).

1.8 Porodní poranění

Mezi nejčastější porodní poranění patří uzurace a trhliny. Uzurace jsou poranění, která nekrotizují vlivem dlouhotrvajícího tlaku hlavičky. Hlavička plodu komprimuje stěnu pochvy, močový měchýř, močovou trubici a děložní hrdlo a při zastavení postupu plodu namáhaná tkáň ischemizuje a později nekrotizuje. Nekróza může vzniknout například na hrdle, které bylo uskřínuto mezi hlavičkou plodu a sponou stydkou. Hrdlo je následně zdeformováno hojící se jizvou. Ischemizující tkáň mezi hlavičkou a sponou způsobí vznik píštělí, které se později projevují odtokem moči pochvou. Tento jev je však díky modernímu lékařství spíše vzácný.

Častými poraněními jsou však trhliny. Během porodu dochází k trhlinám děložního hrdla i těla, pochvy a hráze. K drobným rupturám hrdla dochází prakticky u každého porodu, což má za následek cylindrický tvar děložního čípku u žen, které již rodily. Pokud nedochází ke krvácení, tak se tyto drobné ruptury (do 1cm) neošetřují. Závažnější ruptury často probíhají po celé délce hrdla do poševní klenby. Tyto ruptury vznikají kvůli rigiditě a zjizvenosti hrdla, ale často jsou také způsobeny tlacením

rodičky před úplným rozvinutím branky. Ruptury tohoto rozsahu jsou provázeny krvácením. Zvláště nebezpečné jsou ruptury, které zasahují až do děložního segmentu. Takové ruptury se velmi špatně ošetřují a mohou vést až k hysterektomii. Pokud dochází po porodu placenty ke krvácení a děloha je dobře kontrahována, pak se velmi často jedná o rupturu děložního hrdla. Po každém porodu se tedy kontroluje stav děložního hrdla a ruptury se ošetřují co nejlépe, aby se zabránilo deformaci a zjizvení.

Trhliny pochvy se obvykle objevují společně s poraněním hráze. Při špatném ošetření dochází k vytékání a hromadění krve, která se šíří až do ledviny a může způsobit rozsáhlé hematomy. Poševní hematomy rozdělujeme na supralevátorové a infralevátorové. Supralevátorové hematomy se šíří do retroperitonea a najít jejich zdroj krvácení je prakticky nemožné. Hematom může obsahovat až 1000 ml a ošetření je velmi komplikované.

Trhliny vulvy většinou bývají velmi drobné a není je potřeb ošetřovat.

Trhliny hráze jsou nejčastějším poraněním a často zasahují všechny její vrstvy. Tyto ruptury vznikají špatnou ochranou hráze porodníkem, velmi rychlý průstup hlavičky nebo předčasná deflexe hlavičky. Ošetření takových trhlín je poměrně komplikované, protože okraje jsou zhmožděné a nepravidelné a rána často silně krvácí. Při špatném ošetření nebo zahojení může docházet k poruchám ovládní řitního svěrače (incontinentia alvi) nebo udržení moči (incontinentia urinae). Preventivním opatřením je tzv. epiziotomie, neboli chirurgický nástřih v oblasti hráze. Nástřihem zvětšíme poševní otvor a snížíme tak riziko spontánní ruptury.

Trhliny dělohy se v dnešní době již objevují poměrně zřídka, ale stále jsou jednou příčinou úmrtí žen v těhotenství a při porodu. Rupturami dělohy rozumíme porušení celistvosti děložní stěny. Vznikají při prudké kontuzi břicha ve vyšším stupni gravidity (havárie, pády, ...) nebo častěji přímo při porodu. Trhliny mohou být způsobeny vlastními porodními silami nebo iatrogenně (zásahem lékaře). Většina ruptur je však v dnešní době způsobena zeslabením děložní stěny jizvou po císařském řezu. Důležitým krokem je předcházení rupturám již na začátku porodu odhalením stavů, které by mohly k ruptuře vést (3).

1.9 3D modelování

Modelování (simulace) je proces, při kterém zkoumanému objektu přiřazujeme model. Modely těles lze klasifikovat z mnoha hledisek. Podle vztahu k času rozlišujeme stacionární a nestacionární analýzy. Stacionární analýza se nezabývá přechodovým procesem a řeší pouze výsledný stav. Tato analýza je tedy nezávislá na čase. Nestacionární analýza naopak řeší parametry systému jako funkce času. Dalším dělením je z hlediska linearit rovnic, máme tedy lineární a nelineární modely. (11), (12).

1.9.1 Metoda konečných prvků

Metoda konečných prvků (MKP, FEM – finite element method) je numerická metoda, která slouží k simulaci průběhu deformace, napětí, proudění apod. MKP se využívá především ve strojírenském průmyslu, kde umožňuje např. výrobky „otestovat“ ještě před vyrobením prototypu a odhalit tak jeho nedostatečně dimenzovaná místa. MKP metoda je někdy řazen do skupiny CAD programů, kde v CAD softwaru probíhá kresba a modelování a výpočty a analýzy pak v softwaru MKP. Tyto programy mají většinou různé modely pro speciální výpočty na lineární statiku, nelinearitu, plasticitu, únavové jevy, přenosy tepla, proudění a mnoho dalších. Nejčastěji používaným modulem je lineární statika, která umožňuje modely zatížit silami, momenty, deformacemi nebo teplotním polem. Chování modelu u lineární statiky popisuje tzv. Hookův zákon, pro který platí:

$$\sigma = \varepsilon \cdot E, \quad (1)$$

kde σ je mechanické napětí, ε je poměrné délkové prodloužení a E je Youngův modul pružnosti v tahu. Proto do programu zadáváme materiálové vlastnosti jednotlivých částí, konkrétně modul pružnosti v tahu E a Poissonovo číslo μ . Základním předpokladem pro tuto metodu je rozdělení tělesa na malé elementy, tzv. konečné prvky, na kterých můžeme provést analýzu chování poměrně jednoduše. Deformace těchto prvků se pak řídí posuvy a rotacemi ve 3osách, tedy 6 stupňů volnosti pro každý uzel. Uzly jsou často společné pro více prvků, a tak dostáváme velkou soustavu rovnic pro neznámé posuvy jednotlivých uzlů, kterou lze maticově vyjádřit:

$$\bar{K} \cdot \vec{u} = \vec{F}, \quad (2)$$

kde K je matice tuhosti (závisí na geometrii, jejím uložení a typu elementů), u je vektor neznámých posuvů v uzlech a F je vektor vnějších sil.

Postup metody konečných prvků lze rozdělit do několika kroků. Prvním krokem je získání geometrie. Geometrii modelu lze převést z CAD softwaru nebo vytvořit přímo v prostředí MKP. Po vytvoření geometrie definujeme typy elementů a jejich vlastnosti, jako je např. tloušťka materiálu. Dalším krokem je zadání vlastností materiálu, které se definují pomocí konstant pro vybraný materiálový model. Generování sítě provádíme nejčastěji automaticky, kdy program sám rozdělí zadanou geometrickou entitu a vytvoří na ní uzly a elementy. Posledním krokem před samotným výpočtem je definování okrajových podmínek. Okrajovými podmínkami zajistíme např. uložení (ukotvení) modelu k okolí, aby se nepohyboval při vnějším působení síly. Samotný výpočet se provádí postupně, nejprve tedy výpočet deformací a následně výpočet napětí.

1.9.2 Elastické materiálové modely

1.9.2.1 Lineární elastické modely

Lineární elastické modely dále dělíme na tři typy- izotropní, ortotropní a anizotropní. Izotropní model je základní a nejjednodušší model pro napěťově deformační analýzu pružných těles. Tento model se řídí již zmíněným Hookovým zákonem a pro jeho definici je třeba znát pouze dva základní parametry-modul pružnosti v tahu (E) a Poissonovo číslo (μ). Ortotropní model se také řídí Hookovým zákonem, ale umožňuje zadat různé hodnoty materiálových vlastností ve dvou směrech. Pro popis tohoto modelu musíme znát hodnoty konstant ve 3 směrech (x , y , z), tedy celkem 9 hodnot. Anizotropní model postrádá rovinu materiálové symetrie. Pro definici tohoto modelu je tedy nutno znát 36 nezávislých materiálových konstant. V případě symetričnosti matice nutno zadat pouze 21 hodnot.

1.9.2.2 Nelineární elastické modely

Nelineární elastické modely jsou nejvhodnější pro materiály, které jsou schopny velkých vratných deformací. Mezi takové materiály patří mimo jiné i biomateriály. U

těchto materiálů je vztah mezi napětím a deformací silně nelineární. Pro popis takových modelů vycházíme z funkce hustoty deformační energie. Hyperelastické materiály se chovají rozdílně u tahového, tlakového i smykového zatížení. Materiálové konstanty získáváme z materiálových testů (jednoosý tah, smyk, dvojosá tahová napjatost). Pro hyperelastické materiály máme několik různých modelů (Neo-Hookevský model, Mooney-Rivlingův model, Yeohův model, Ogdenův model a mnoho dalších), které jsou charakterizovány specifickými rovnicemi.

1.9.2.3 Viskoelastické materiály

Viskoelastické materiály vykazují jak vratné (elastické), tak nevratné časově závislé (viskózní) deformace. Při zatížení je elastická deformace konstantní a viskózní se mění v závislosti na čase. Mezi tyto materiály řadíme pryže, plasty nebo skelné materiály (11).

1.9.3 3D modely v medicíně

1.9.3.1 Segmentace CT/MRI obrazových dat

Hlavním předmětem zpracování a rozpoznávání obrazu je obecně získání obrazové informace. Zpracování obrazů lze obecně rozložit do čtyř základních kroků: snímání a digitalizace obrazu, předzpracování obrazu, segmentace obrazu a porozumění obsahu obrazu. Tato data získáváme v medicínských aplikacích pomocí medicínských zobrazovacích metod, především CT a MRI. Tyto metody nám produkují obrazová data popisující strukturu tkání ve snímané oblasti. Medicínská data jsou vytvářena ve formě obrazových řezů. Nejdůležitějším krokem je v této oblasti segmentace jednotlivých typů tkání. Pro následné zpracování (automatické rozpoznávání tkání, 3D modelování nebo vizualizace) je velice důležitá kvalitní segmentace. K samotné segmentaci lze obecně přistupovat těmito metodami:

- Metody vycházející z detekce hran – hrany jsou na základě rozdílu hodnot okolních pixelů detekovány pomocí tzv. hranového detektoru.
- Metody orientované na regiony v obraze – identifikované hrany ohraničují jednotlivé regiony.
- Statistické metody – využívá statistickou analýzu obrazových dat, nejčastěji hodnot pixelů.
- Hybridní metody – metody založené na matematické morfologii (využití např. průběhu gradientu).
- Znalostní metody – využívají předlohy (v medicínských aplikacích atlas lidských tkání).

Medicínská data jsou vyhlazena a zpracována tzv. volume renderingem. Tento termín označuje techniky zobrazení 3D dat. Každý voxel (objemový element) je popsán souřadnicemi, hodnotou a velikostí.

Segmentovaná CT/MRI data tvoří základ pro geometrické 3D modelování tkání. Z těchto dat pak vytváříme trojrozměrné povrchové modely, které jsou dále využívány pro přípravu implantátů nebo plánování operací. Povrchové modely nejčastěji vytváříme metodou Marching Cubes (daný voxel popisujeme pomocí plochy navzájem propojených n-úhelníků) (14), (15), (16).



Obr. 17 Geometrický model lidské lebky (metoda Marching Cubes, vyhlazení, polygonální síť) (12)

1.9.3.2 3D skenování

Dalším možným způsobem získání geometrického modelu je využití 3D scanneru. Původní využití 3D scannerů bylo zaměřeno především na automobilový či letecký průmysl. V současné době se 3D skenování využívá v mnoha dalších oborech, mezi které patří také medicína.

Metody 3D skenování lze obecně rozdělit na kontaktní a bezkontaktní. Optické metody rozlišujeme podle toho, zda vysílají nějaký signál, na aktivní a pasivní. Pasivní skenery nemají žádný zdroj záření a vyhodnocují tak pouze odraz paprsků přirozeného záření objektu od okolního světla. Aktivní skenery mají zdroj záření (viditelné světlo, laser, RTG nebo ultrazvuk) a přijímač. 3D souřadnice bodů se počítají na základě analýzy odraženého záření od skenovaného objektu. Pro výpočet prostorové souřadnice bodu využíváme několika různých metod. Nejjednodušší metoda je založená na měření času a nazýváme ji time of flight. Prakticky měříme dobu, za jakou se vyslaný paprsek po odrazu od objektu vrátí zpět na snímač. Druhou metodou je tzv. triangulation. Tato metoda na základě známého úhlu a vzdálenosti mezi projektorem a snímačem a polohy měřeného bodu na snímači dopočítá skutečný prostorový bod na povrchu objektu. Další metodou je tzv. structured light. Tato metoda využívá projekci pravidelného vzoru na objekt a podle deformace tohoto vzoru pak dopočítává prostorové souřadnice.

Prakticky 3D skenery rozdělujeme:

- Mechanické řízené
- Mechanické ruční
- Laserové
- Optické „white light“
- CT
- Destruktivní
- Ultrazvukové

Samotný proces skenování se liší podle velikosti skenovaného objektu. U velkých objektů je nutné přesouvání stojanu, které se však zvolením vhodných poloh snažíme minimalizovat. U středně velkých objektů se nejprve zaměřujeme na skenování detailů a poté teprve na globální tvary. U malých objektů se nastaví jedna poloha skeneru a

objekt rotuje na rotačním stole. V každém záběru vzniká sken, který pokrývá část povrchu objektu. Skeny z různých úhlů záběru se s použitím referenčních značek spojují dohromady. Zatím však není zobrazena plná hustota skenu, ale je vytvořena pouze náhledová polygonální síť. Software musí odstranit překrývající se oblasti a vypočítat každý naskenovaný bod, tím získáme plnohodnotnou síť (20).



Obr. 18 3D scanner NEXTENGINE používaný na TUL

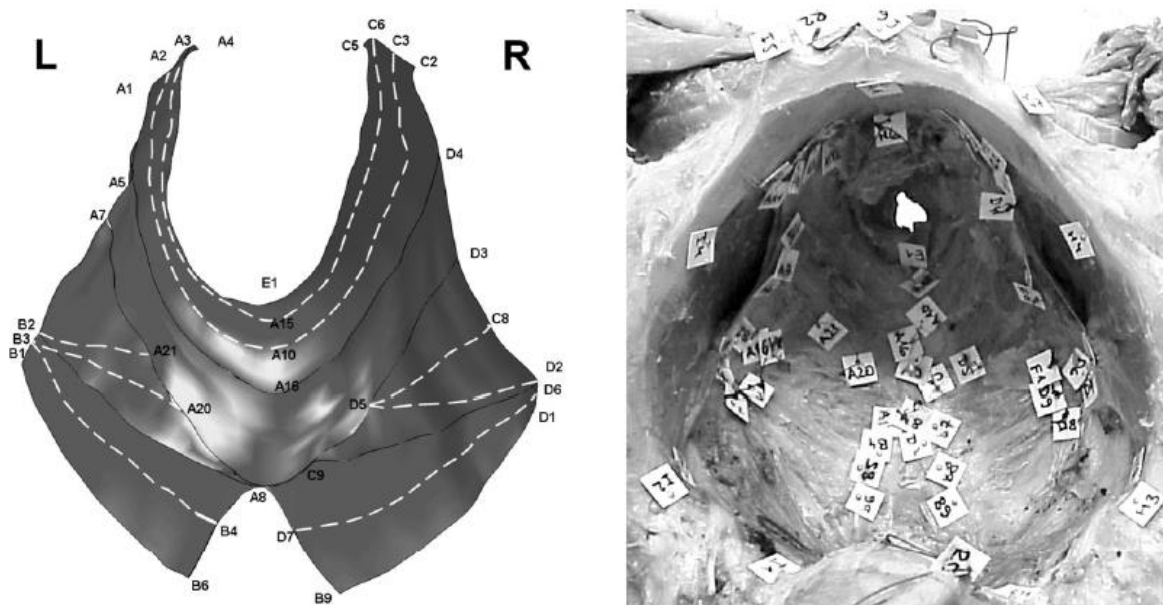
1.10 MKP modely svalů pánevního dna

V následující kapitole je shrnut přehled již vytvořených modelů pánevního dna z celého světa. Každý model se liší jak metodou vytvoření, tak především výzkumnými cíli projektů, v rámci kterých byly vytvořeny. Z tohoto důvodu není tedy možné modely porovnávat.

1.10.1 Model vytvořený na Univerzitě v Portu

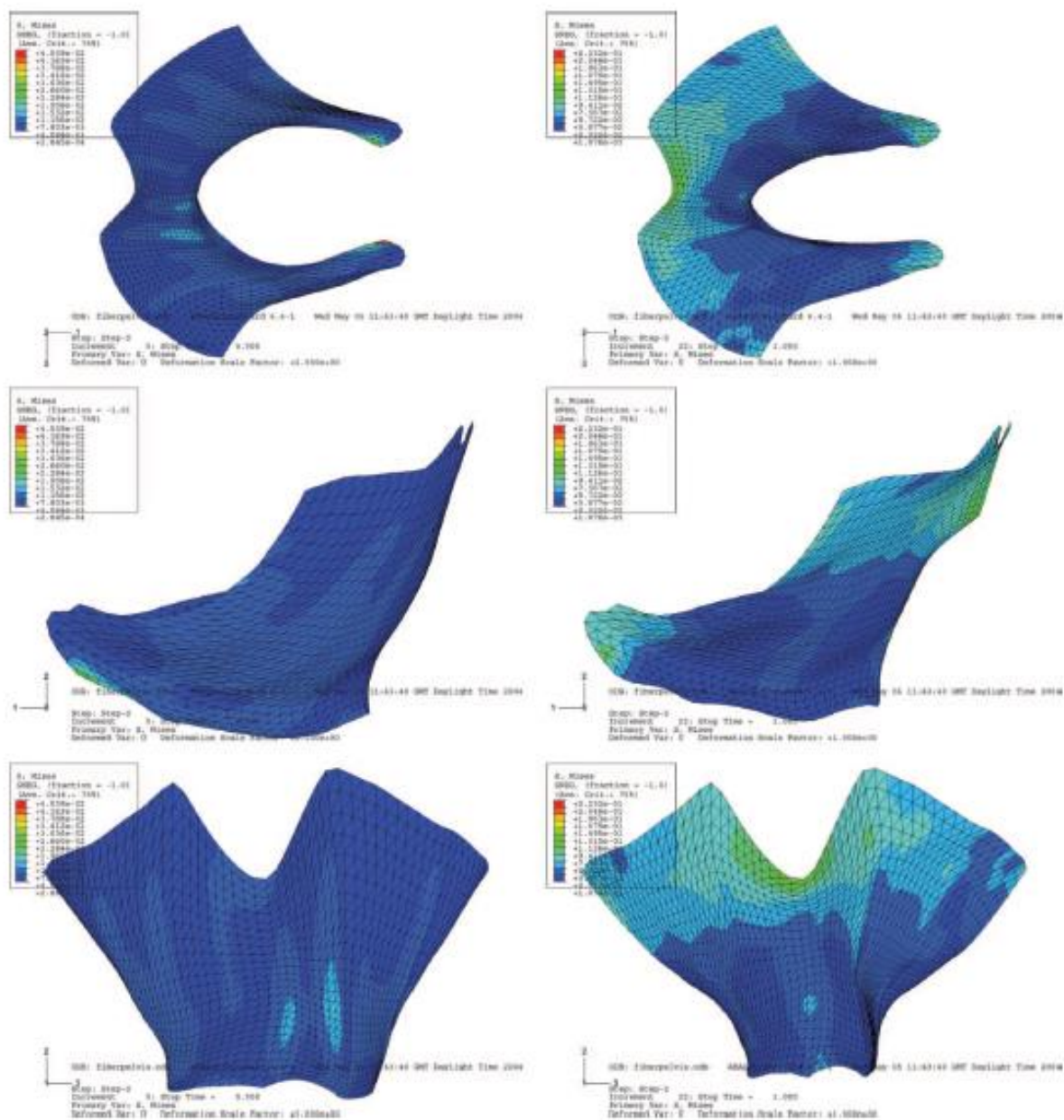
Tento model svalů pánevního dna byl vytvořen v Portugalsku. Geometrie pánevního dna byla zrekonstruována ze zveřejněných dat (Janda et al. J. Biomech. (2003) 36(6), pp. 749–757) použitím tzv. NURBS. NURBS je matematický model, který se běžně používá v počítačové grafice pro povrchy s velkou flexibilitou a přesností při manipulaci s tvary. Model byl vytvořen skořepinovými elementy a zohledňuje směr svalových vláken a nestlačitelnost tkáně.

Data pro geometrický model byla získána z přímého měření na pánvi zemřelé ženy (72let, bez patologie pánevního dna). Pomocí změřených bodů byl zrekonstruován povrch svalu levator ani. Okraje svalů jsou definovány pomocí drážkování. NURBS povrchy jsou z těchto drážek vytvořeny pomocí softwaru Rhino. Triangulací povrchu je model přizpůsoben pro MKP simulace.



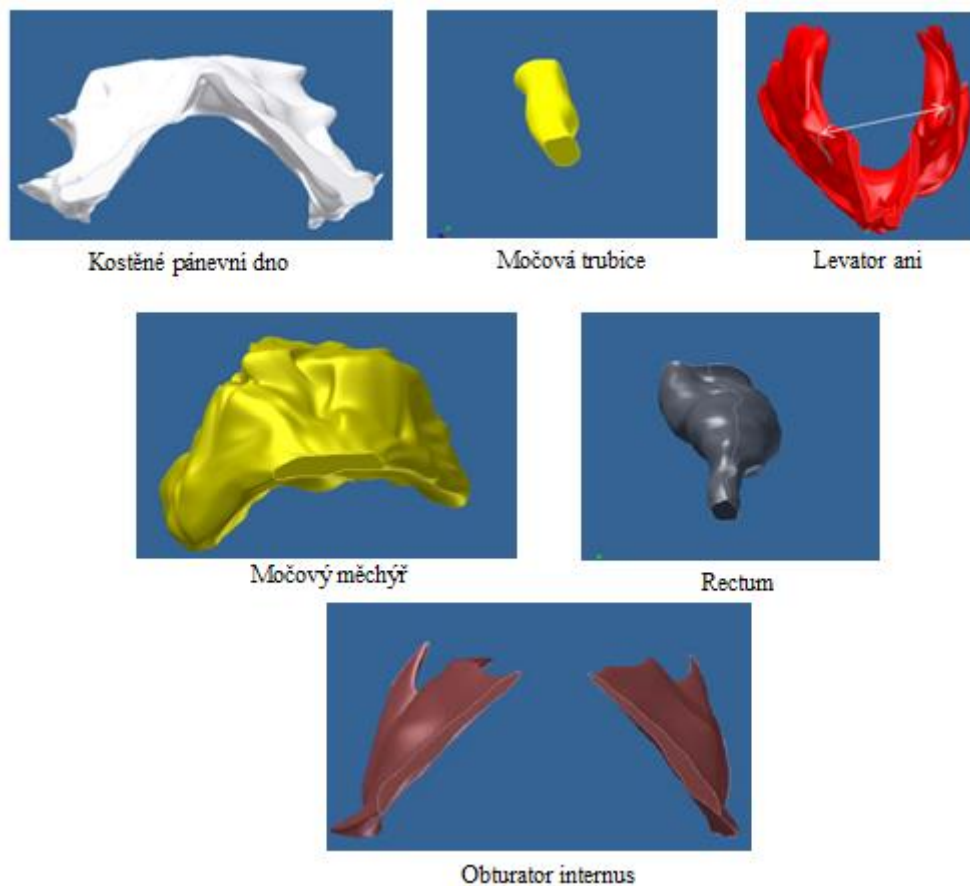
Obr. 19 Data pro 3D model (16, s. 30)

Model byl pak využit pro simulaci tlakové zátěže. Na model levator ani byla přivedena zátěž definovaná tlakem, 1×10^{-4} MPa. Na Obr. 20 model pánevního dna ve výchozí pozici i pod tlakovou zátěží.

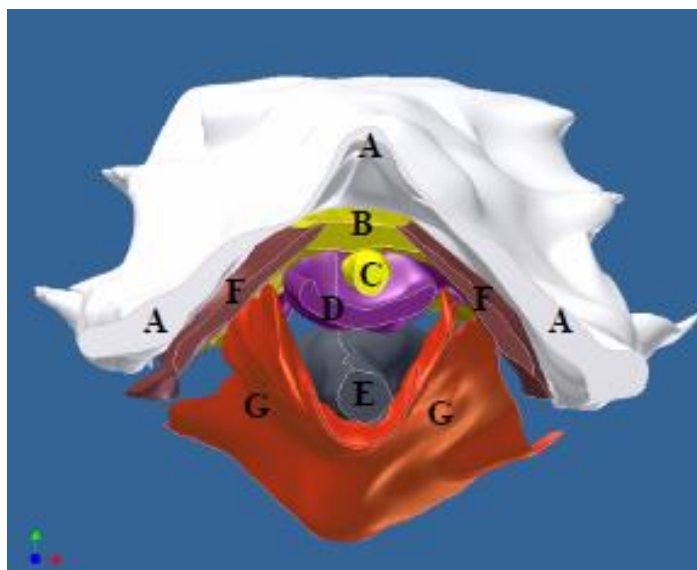


Obr. 20 Aplikace tlakové zátěže na model svalů pánevního dna (22, s. 345)

Orgány a další struktury pánevního dna, konkrétně močový měchýř, močová trubice, vagina, levator ani, obturator internus a kosti pánevního dna, byly z MRI snímků segmentovány ručně. Obrysy svalu levator ani byly po jednotlivých úsecích digitalizovány pomocí CAD softwaru. (22)



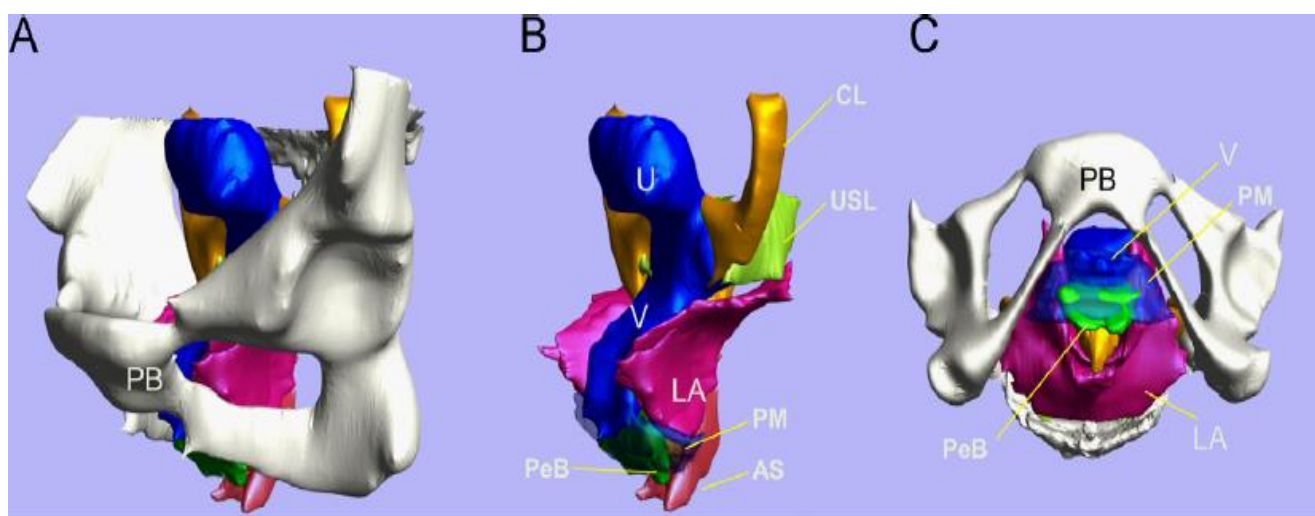
Obr. 21 Jednotlivé modely struktur pánevního dna (22, s. 3-4)



Obr. 22 Celkový 3D model pánevního dna (22, s. 3)

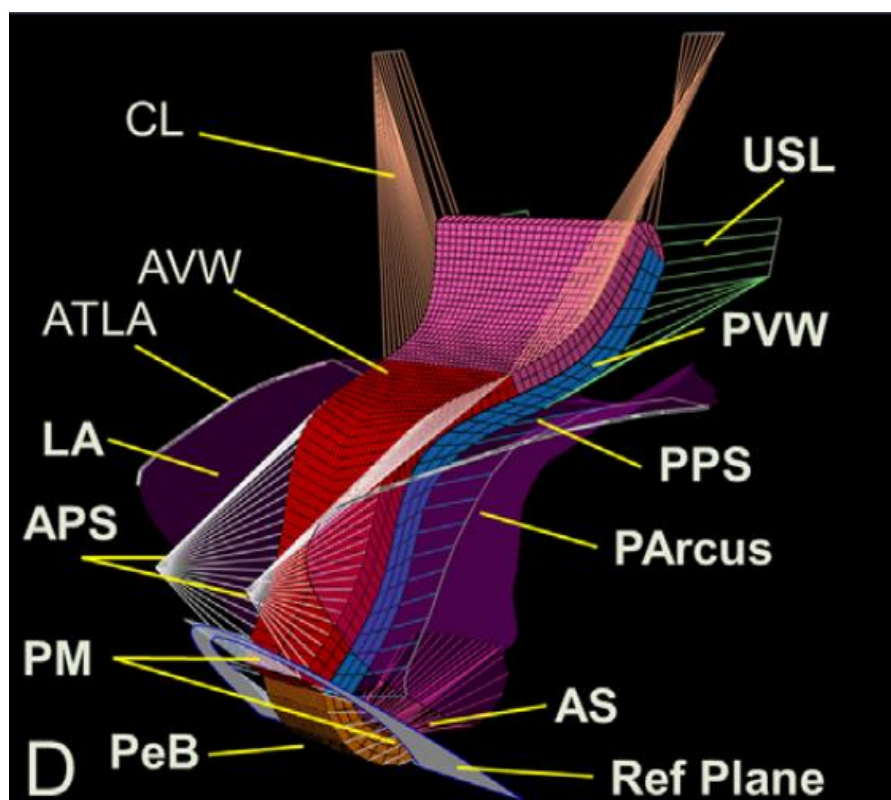
1.10.2 Model z Michigenské univerzity

Tento model byl vytvořen z MRI snímků zdravé 45ti leté ženy. Pro rekonstrukci bylo použito 30 snímků z 3T magnetické rezonance v axiálním, sagitálním a koronálním řezu. Objemový model byl vytvořen pomocí programu 3D Slicer a poté importován do programu Imageware, kde pro zjednodušení došlo k vyhlazení povrchů jednotlivých struktur. Zjednodušené modely byly následně importovány do programu Abaqus, kde byly upraveny pro FEM simulace. Model zahrnuje přední a zadní poševní stěny, levator ani, kardinální a uterosakrální vazy, arcus tendineus fascia pelvis, arcus tendineus levator ani, hráz a anální svěrač. FEM model levatoru ani byl vytvořen deformovatelnými čtyřúhelníkovými shell elementy. Všechny struktury modelu byly předpokládány za hyperelastické. Pro zjednodušení simulace byly definovány jako izotropní a kvazi-nestlačitelné. Hodnoty materiálových vlastností byly vyčteny z odborné literatury. Tento model byl použit výhradně pro simulaci prolapsu po porodu.

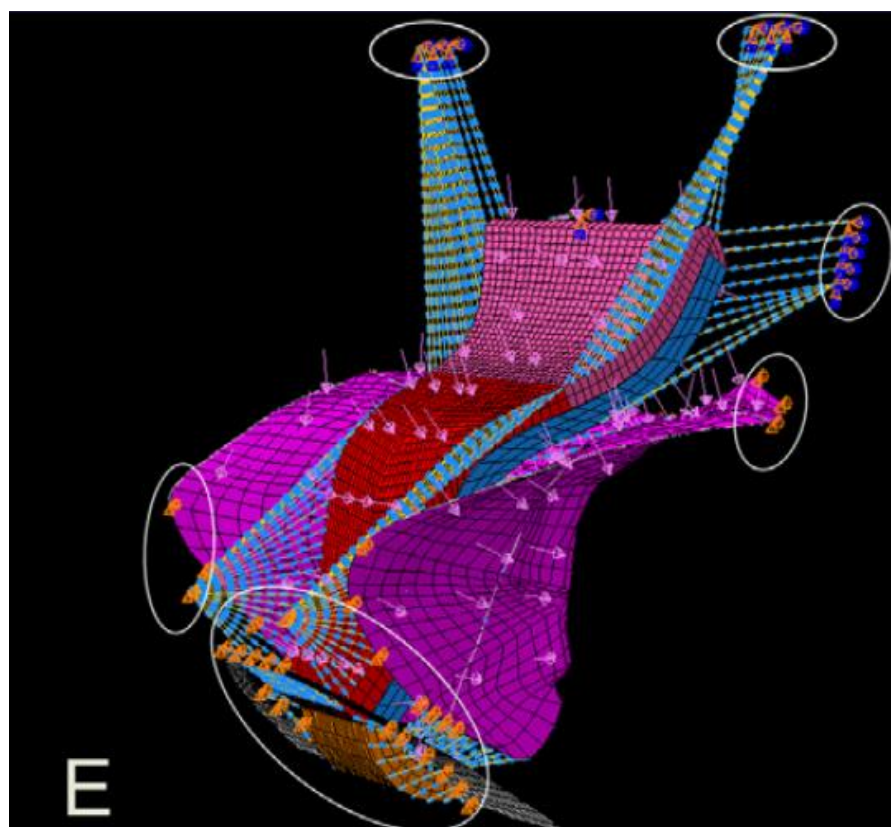


Obr. 23 Objemový model ze snímků MRI i s modely kostí (25)

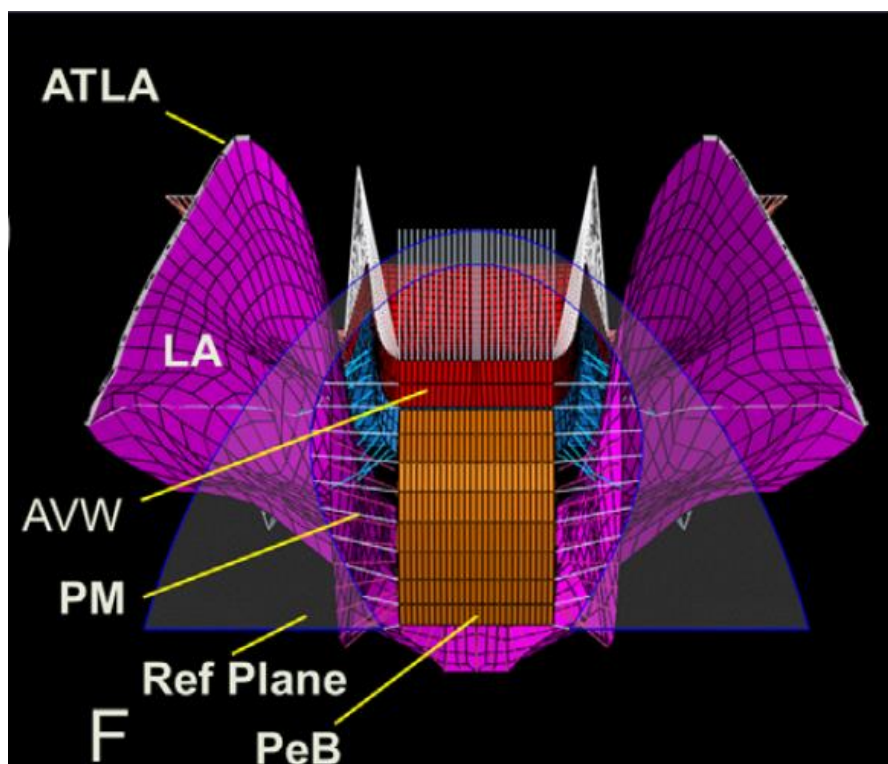
Na Obr. 23 vidíme model zrekonstruovaný z MRI snímků ze dvou pohledů. V tomto modelu jsou pro lepší orientaci zahrnuty i modely kostí pánve.



Obr. 24 FEM model (25)



Obr. 25 FEM model s okrajovými podmínkami (25)

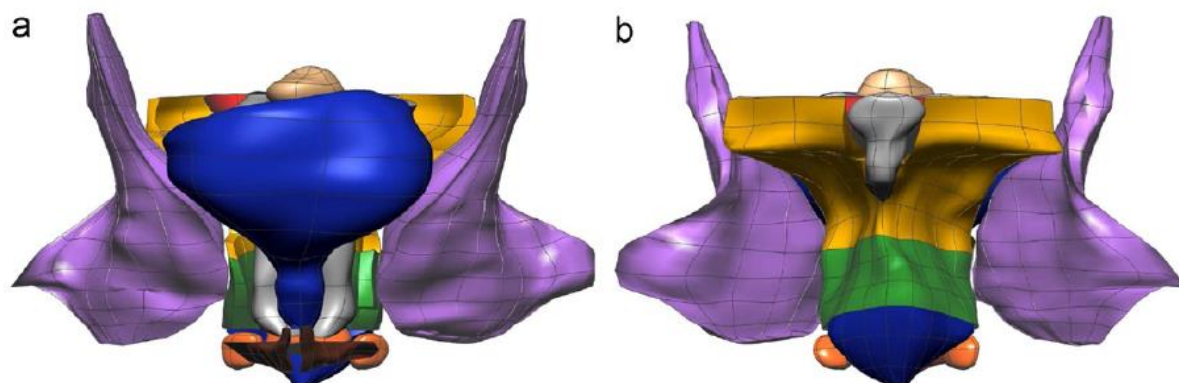


Obr. 26 FEM model pohled zepředu (25)

Na Obr. 24 – 26 zachycen FEM model měkkých struktur pánevního dna. Na Obr. 24 vidíme model, kde je pro lepší zobrazení vnitřních tkání musculus levator ani průhledný. Obr. 25 zachycuje definované okrajové podmínky na jednotlivých tkáních. Geometrii musculus levator ani vidíme nejlépe na pohledu zepředu (Obr. 26). Vysvětlivky zkratk uvedených na obrázcích uvedeny na začátku této práce v kapitole Seznam zkratk. (25), (26)

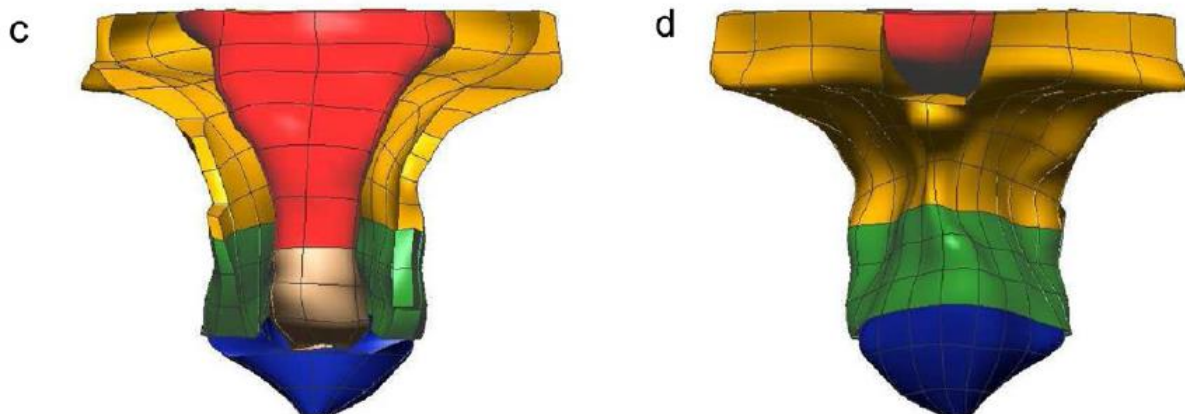
1.10.3 Model z Aucklandské univerzity

Tento model byl vytvořen také ze snímků MRI 32leté nullipary. Pro segmentaci bylo použito 120 MRI snímků T2 relaxace. Hranice jednotlivých pánevních struktur byly vymezeny ručně, určením hraničních bodů v každém MRI obraze. V tomto modelu je zobrazeno 13 struktur pánevního dna: rectum, pochva, děloha, močový měchýř, levator ani, puborectalis, anální svěrač, části hráze děložní, obturator internus, bulbospongiosus a kost kostrční. Všechny struktury zachyceny na Obr. 27 a 28.



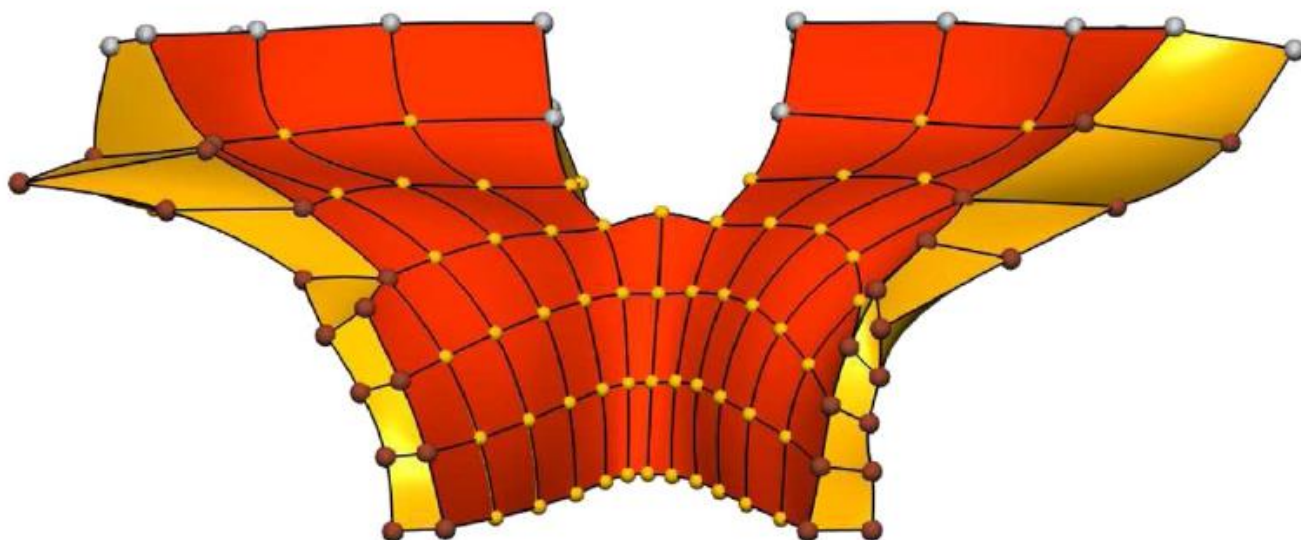
Obr. 27 Model pánevních struktur – Auckland (27)

Zlatá- levator ani, modrá - anální svěrač, fialová- obturator internus, zelená- puborectalis,
oranžová - děložní hráz, šedá- kostrč , červená- rectum, stříbrná-pochva, béžová- děloha



Obr. 28 Model vnitřních pánevních struktur (27)

Objemový model levatoru ani byl upraven pro potřeby metody konečných prvků (vyhlazení, nasítování). Pro samotné simulace pomocí metody konečných prvků byl použit software CMISS. Na modelu byly aplikovány simulace tlakových zátěží na musculus levator ani. Materiálový model levatoru ani byl definován jako nestlačitelná elastická pevná látka s použitím modelu Mooney-Rivlin, který se běžně využívá právě pro biomechanické simulace.



Obr. 29 Model musculus levator ani (27)

Na jednotlivé části modelu levatoru ani (Obr. 29) byly definovány různé počáteční podmínky. Vrchní okraj, znázorněný šedými uzly, byl definován přichycením, tedy nulovým posunem. Hnědé uzly byly definovány pro posuv pouze v ose z. Ostatní, tedy žluté uzly nebyly pevně nadefinovány, podléhají tedy napočítaným posuvům a rotacím ze samotné zátěže simulace. (27)

2 Výzkumná část

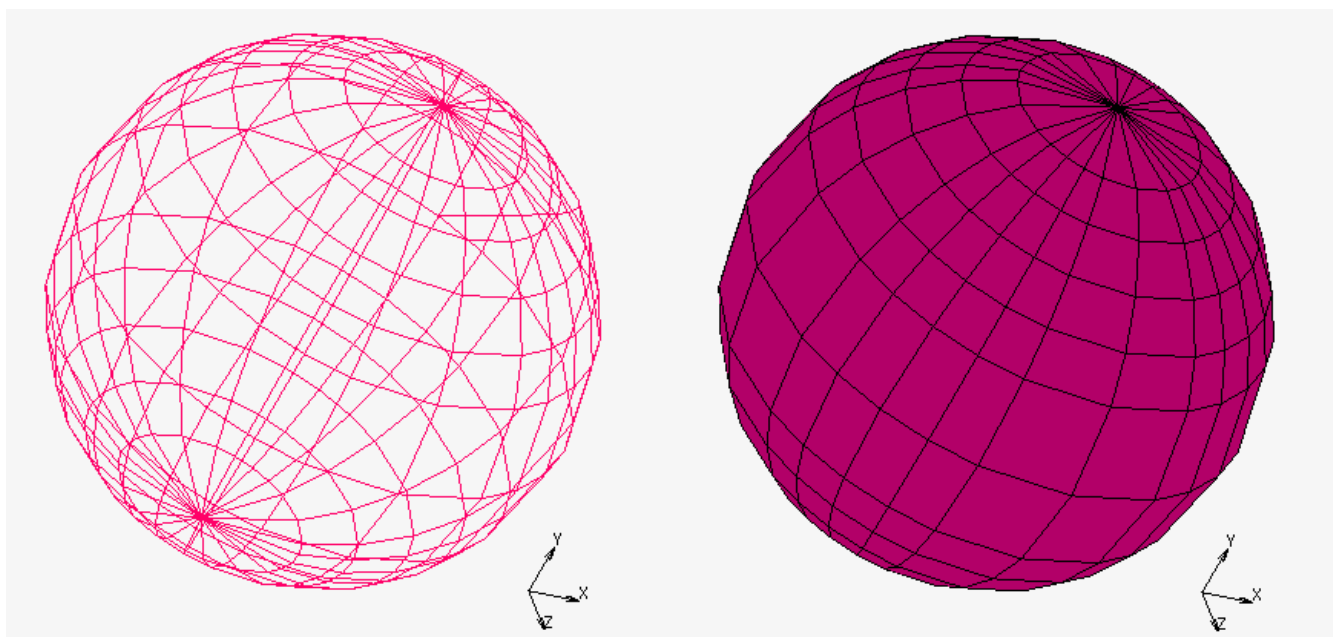
Pro dosažení co nejrealističtější analýzy porodu byl zvolen postupný vývoj modelu. Nejprve byl vytvořen jednoduchý model, kde je pánevní dno znázorněno pomocí kruhové desky a hlavička plodu modelem koule. Tento model byl pak postupně upravován až do přesného modelu svalů pánevního dna a modelu plodu. Všechny výpočty analýzy byly provedeny v softwaru MSC MARC MENTAT 2015.0.0.

2.1 Základní model deska- koule

2.1.1 Tvorba modelu

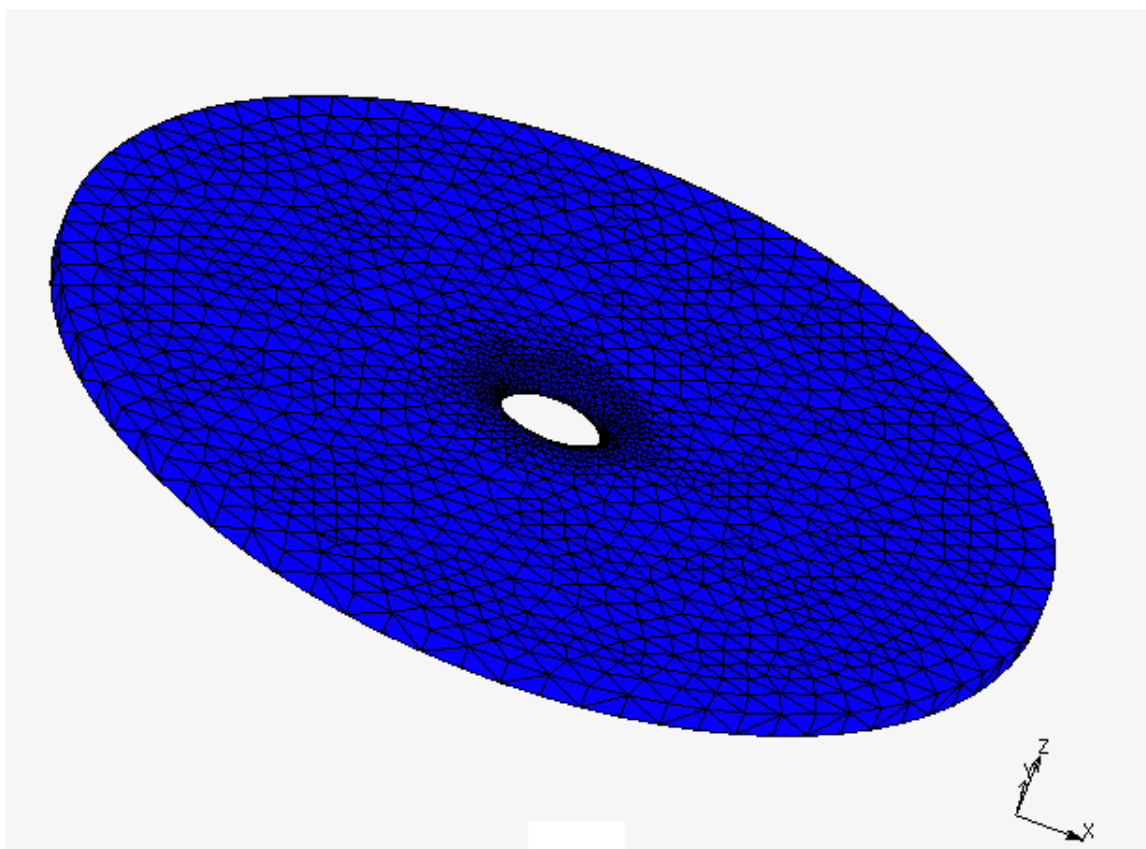
V základním modelu pro analýzu porodu bylo pánevní dno nahrazeno modelem kruhové desky a hlavička plodu modelem koule. Model desky i koule byli vytvořeny v samotném prostředí programu MSC Marc Mentat 2015.0.0.

Pro vytvoření modelu koule byly nejprve zadány souřadnice kuličky a poté vytvořeny křivky. Model koule byl vytvořen s průměrem 100 mm, což odpovídá reálnému průměru hlavičky plodu. Koule byla modelována jako skořepina a definována jako tuhé těleso, není tedy potřeba definovat materiálové vlastnosti.



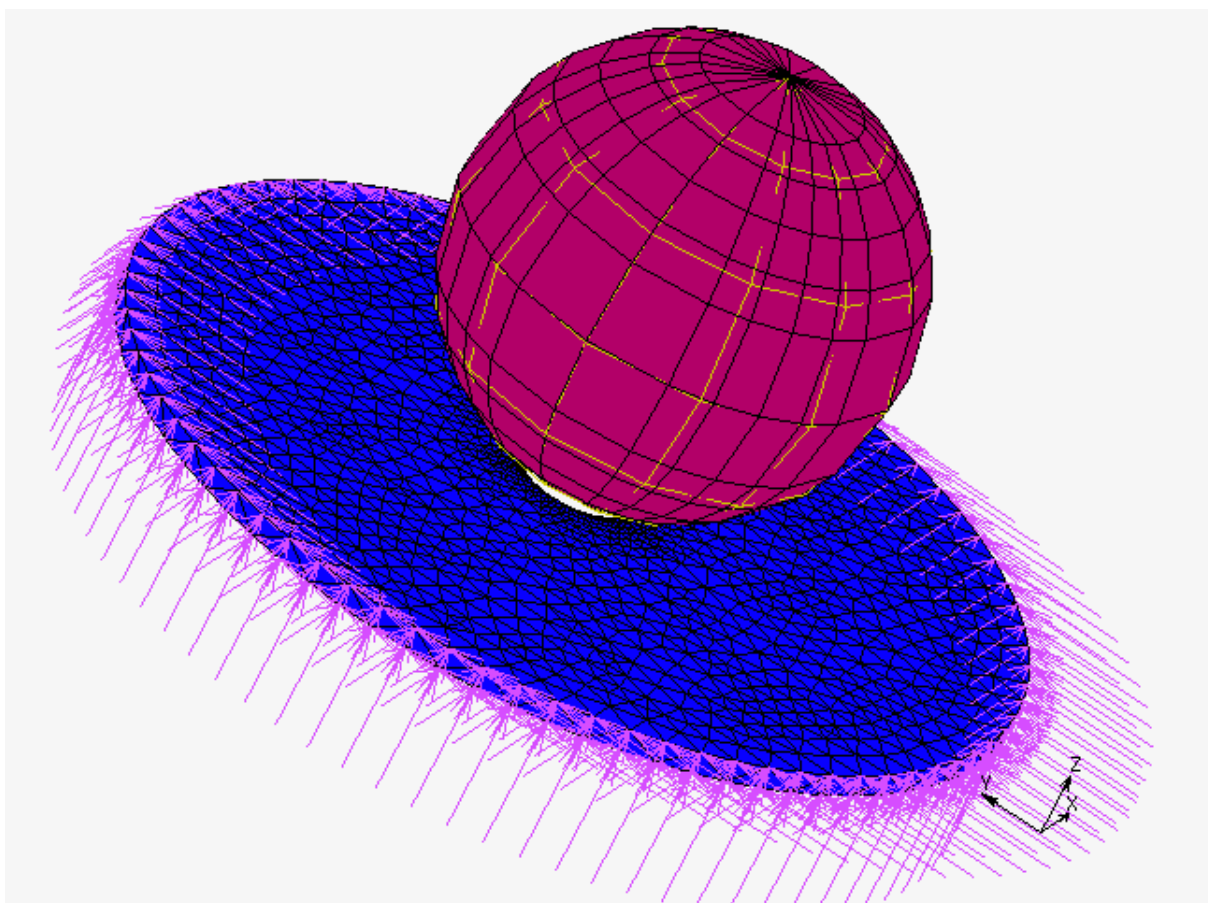
Obr. 30 Model koule wireframe a solid

Model desky reprezentující pánevní dno byl vytvořen s průměrem 200 mm a uprostřed desky byl vytvořen otvor o průměru 20 mm. Na modelu pak byla v softwaru generována FEM síť s 12 172 elementy a 3581 uzly. Pro pánevní dno byly v tomto zjednodušeném modelu použity 3D deformovatelné tetra elementy. Materiálové charakteristiky byly pro pánevní dno definovány jako elastický izotropní materiál. Vlastnosti byly definovány pomocí Youngova modulu pružnosti $E = 0,25 \text{ MPa}$ a Poissonova čísla $\mu = 0,3$.



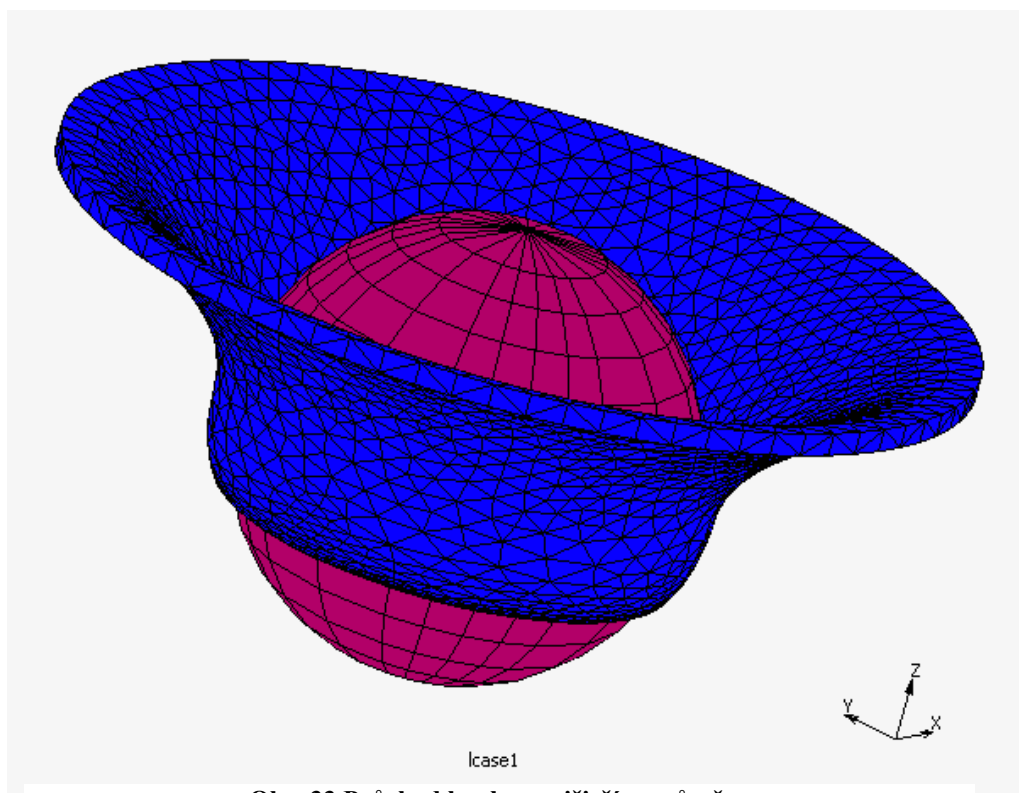
Obr. 31 Model pánevního dna

Okrajové podmínky byly definovány na okraj pánevního dna. Okrajové uzly pánevního dna byly fixovány ve výchozí pozici nulovým posunem ve všech 3 osách posunu (x, y, z). Pro model koule byl definován posun v záporné ose z o 100 mm. Dále byl definován kontakt mezi koulí a deskou. Kontakt byl definován typem surface to surface s koeficientem tření 0,02. Pohyb koule byl definován posunem o 100 mm v záporné ose z .

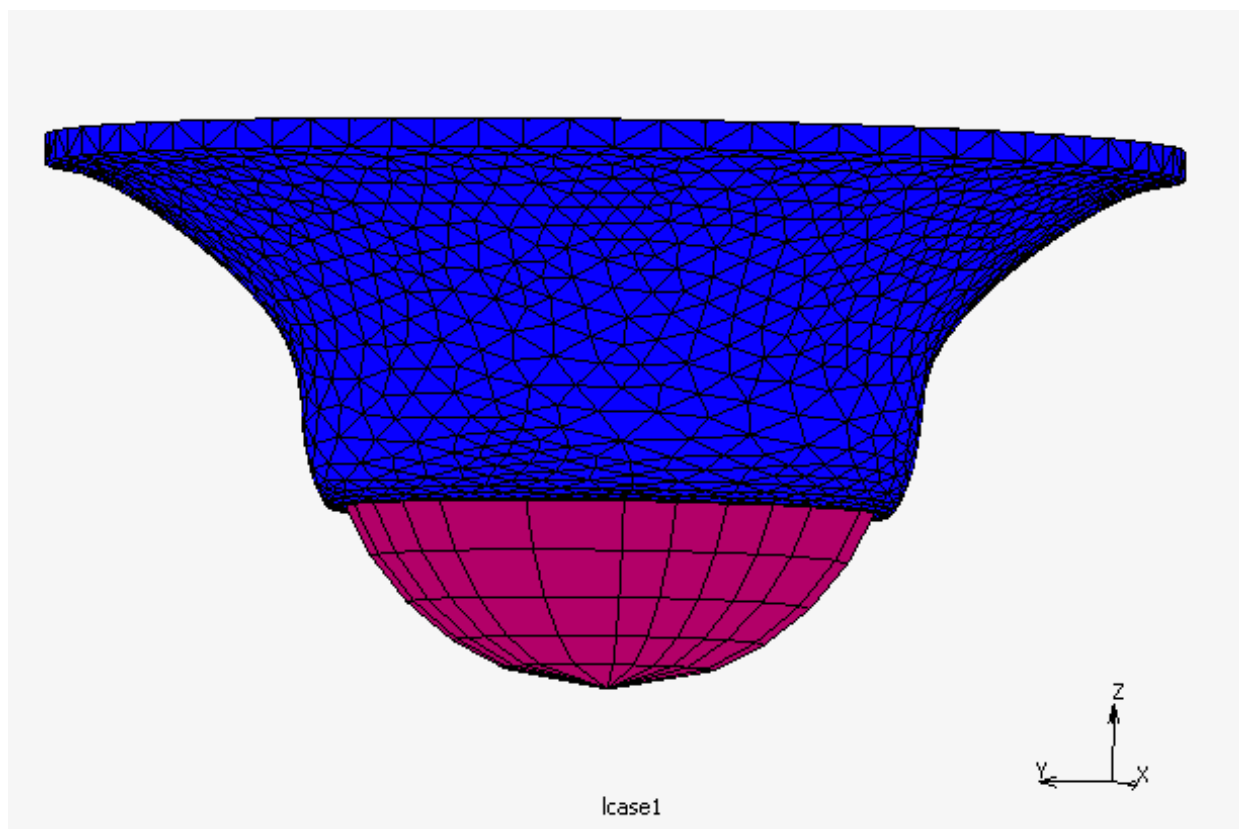


Obr. 32 Model soustavy deska – koule s okrajovými podmínkami (světle fialová)

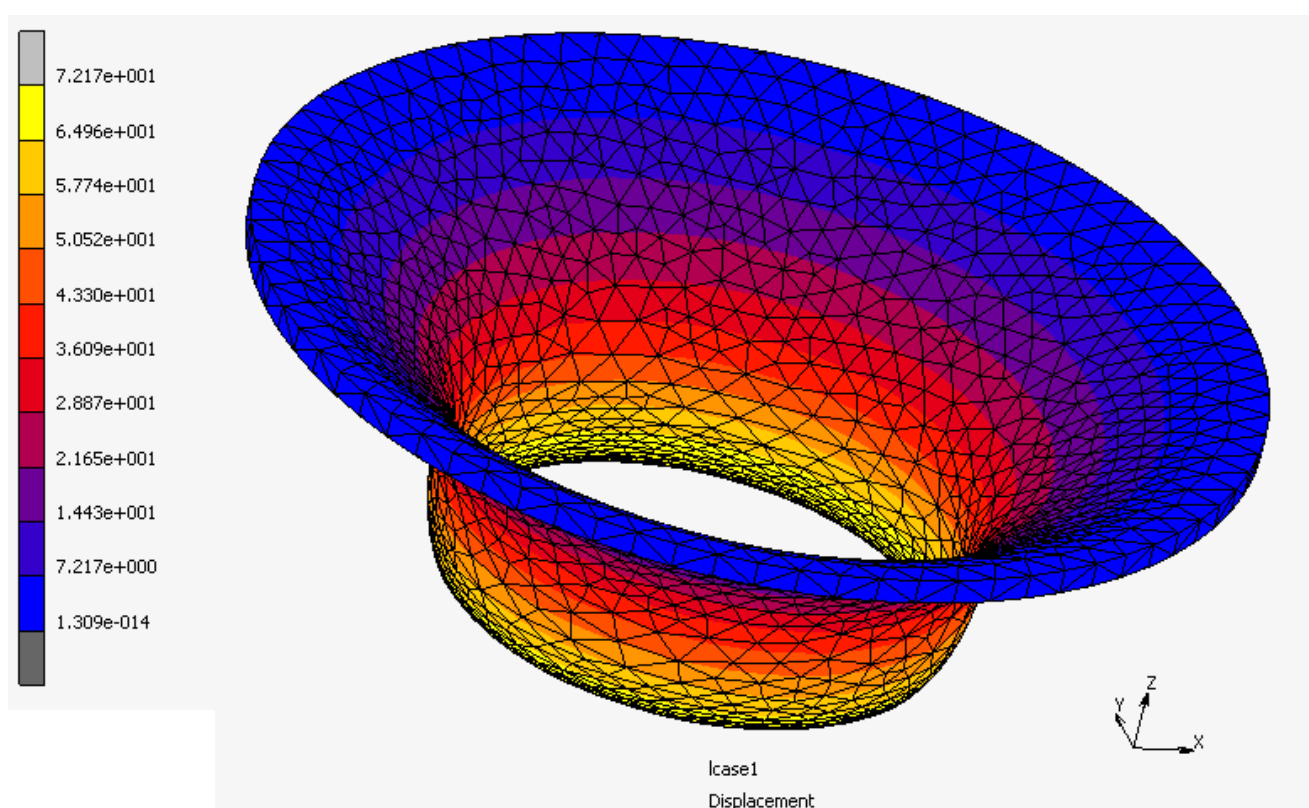
2.1.2 Výsledky



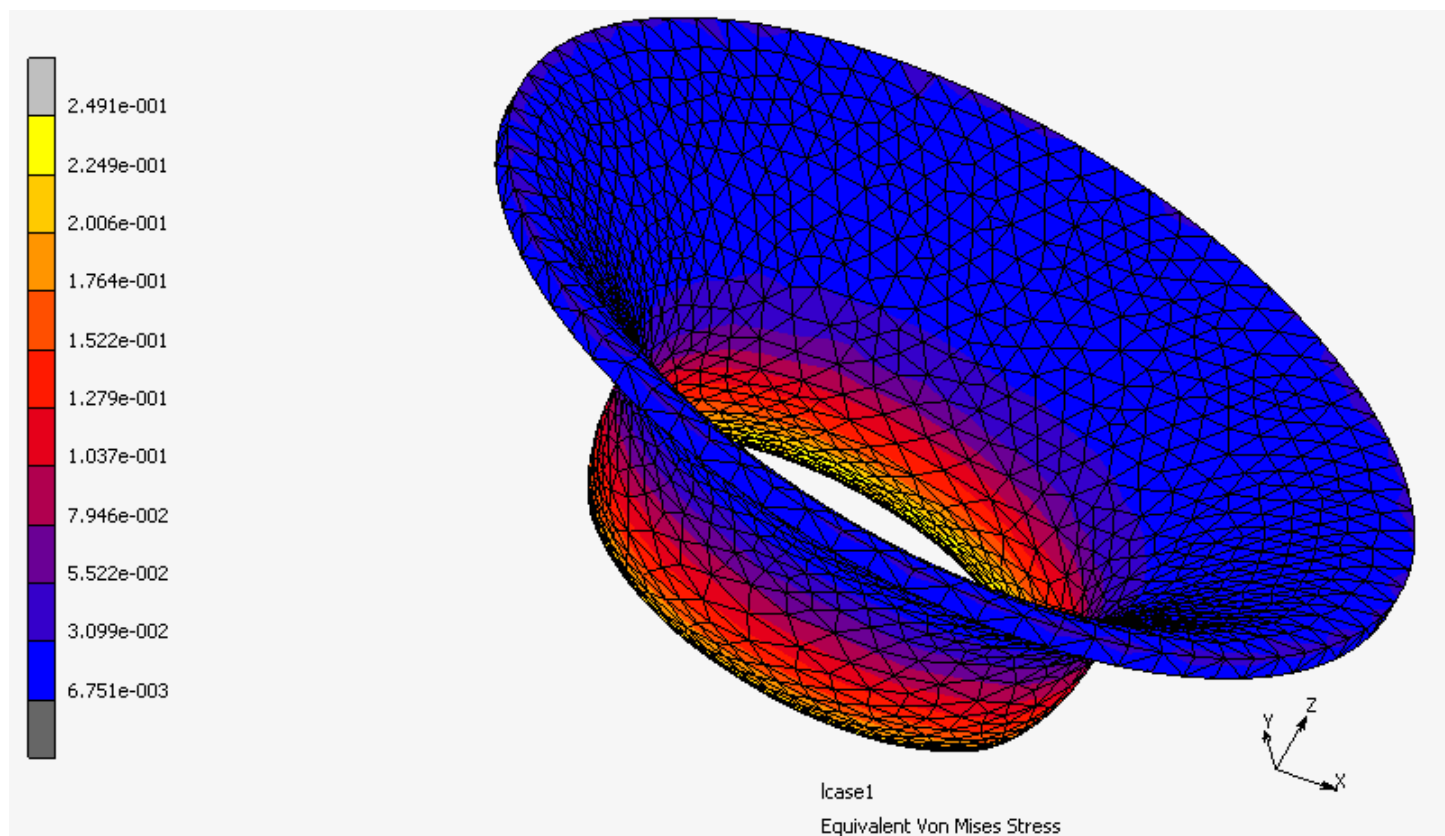
Obr. 33 Průchod koule v nejširším průměru



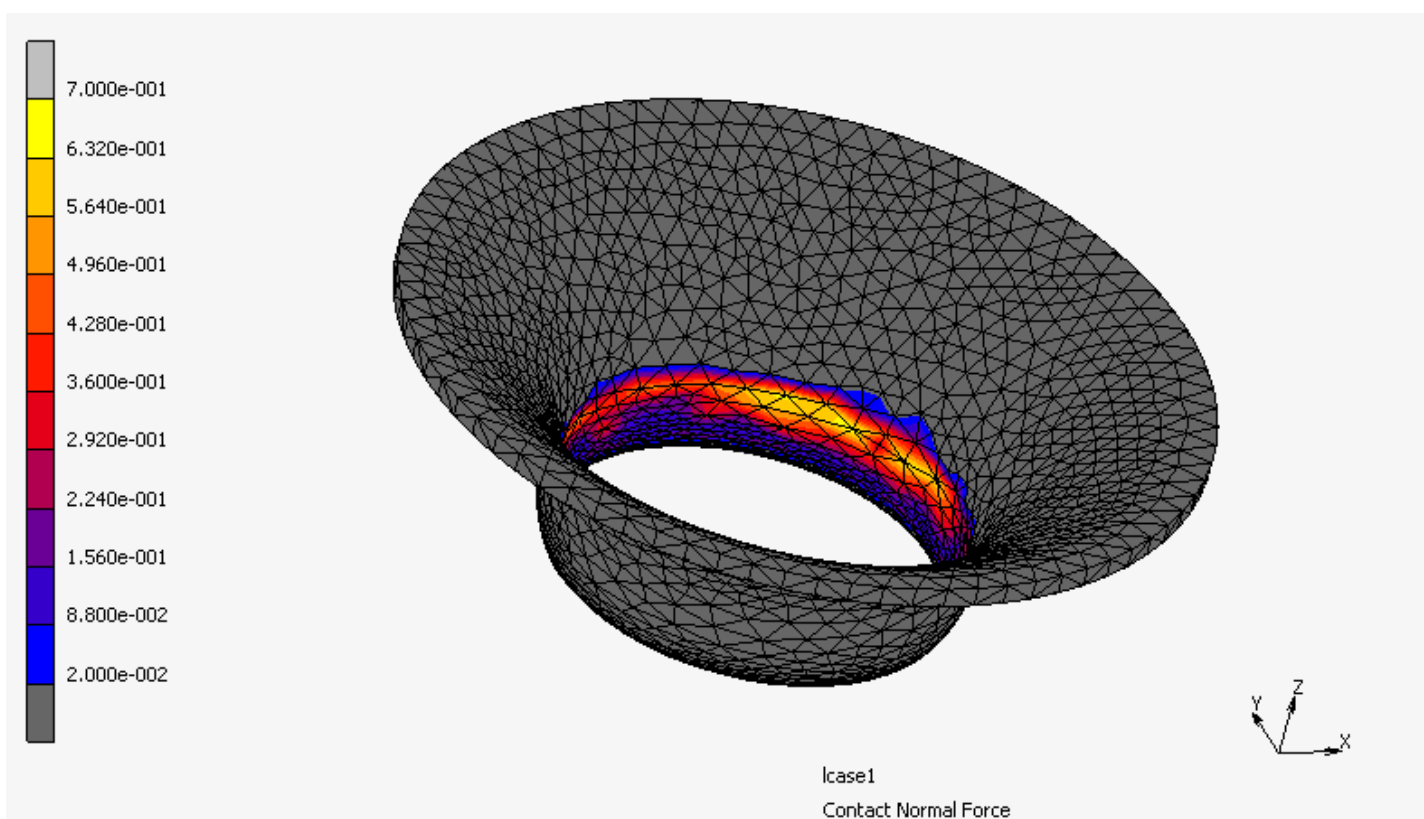
Obr. 34 Průchod koule v nejširším průměru



Obr. 35 Celkový posun na modelu desky [mm]



Obr. 36 Napětí Von Mises na modelu desky [mPA]



Obr. 37 Kontaktní síla na modelu desky [N]

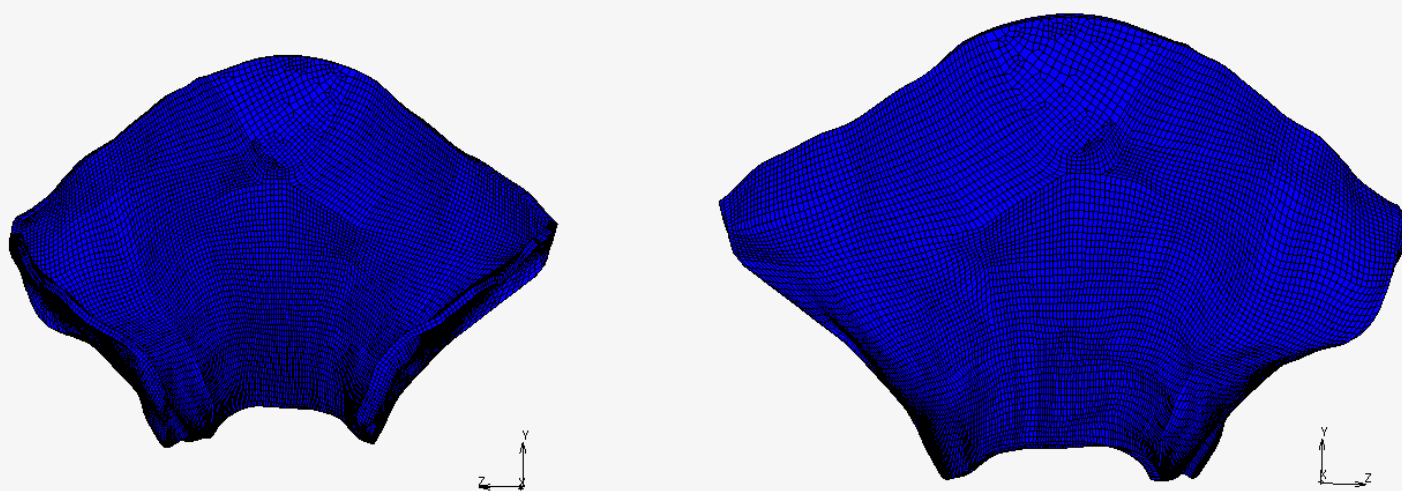
Na výpočetním MKP modelu zjednodušené soustavy deska - koule dochází k velkému posunu na desce přesně tak, aby model koule deskou prošel. Na Obr. 35 vidíme, že k největšímu posunu dochází uprostřed, tedy v namodelovaném otvoru desky. Na okrajích otvoru desky dochází k maximálnímu posunu o 65 mm. Jelikož je pánevní dno definováno jako elastický model, dochází po průchodu celé koule k návratu desky do původní polohy.

Ve stejných místech, tedy na posunutém okraji otvoru desky dochází k maximálnímu napětí Von Mises 0,25 MPa. Toto napětí se snižuje směrem k okrajům desky poměrně prudce. Ve vzdálenosti cca 20 mm od okraje otvoru je napětí Von Mises téměř poloviční, v rozmezí 0,10-0,12 MPa. Kontaktní síla se pohybuje v maximální hodnotě okolo 0,63 N.

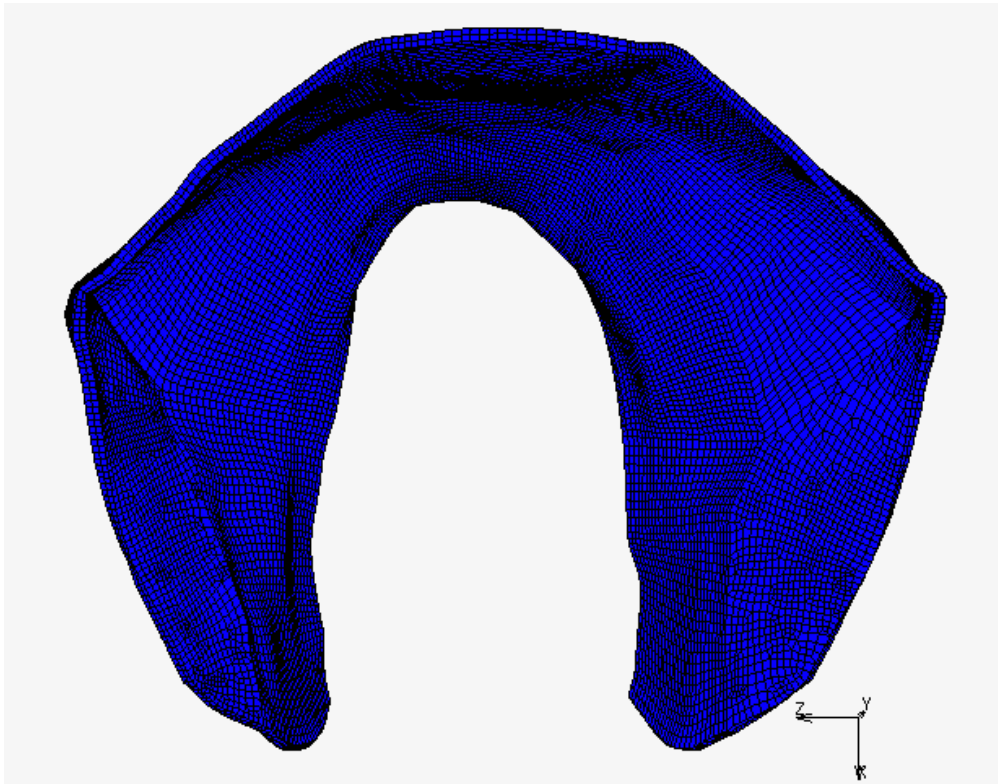
2.2 Model pánevní dno – koule

2.2.1 Tvorba modelu

Druhým krokem bylo zpřesnění modelu svalů pánevního dna. Model byl vytvořen Marcem Parente z University of Porto z geometrických datových bodů zveřejněných v publikaci Janda a kol. [23]. Data pro rekonstrukci povrchu levatoru ani byla získána z přímého měření na kadaveru 72-leté ženy bez známých patologií pánevního dna. Hrany levatoru ani byly ze souboru dat vytvořeny pomocí drážkování a následně byly vytvořeny NURBS povrchy. Na takto připraveném modelu byla vytvořena FEM síť, u které platí, že počet elementů ovlivňuje přesnost výpočtů, ale také tedy nároky na hardware počítače. Je tedy potřeba zvážit, jak velkou jemnost k výpočtu potřebujeme. V tomto modelu byla síť vytvořena 26 390 elementy a 40465 uzly. Pro celý model pánevního dna byly použity 3D deformovatelné hexa elementy. Model mi byl poskytnut v rámci měsíční stáže na University of Porto. Na tomto pracovišti využívají jiný software, převedení na modelu v MSC Marc Mentat bylo součástí mé odborné stáže. Na Obr. 38 a 39 zachycen model pánevního dna z několika pohledů.



Obr. 38 Model pánevního dna – pohled zepředu a zezadu



Obr. 39 Model pánevního dna – pohled shora

Měkké biologické tkáně jsou obecně modelovány jako nestlačitelné elastické materiály, v našem případě použitím pětiparametrového Mooney-Rivlin modelu. Funkce hustoty deformační energie je vyjádřena:

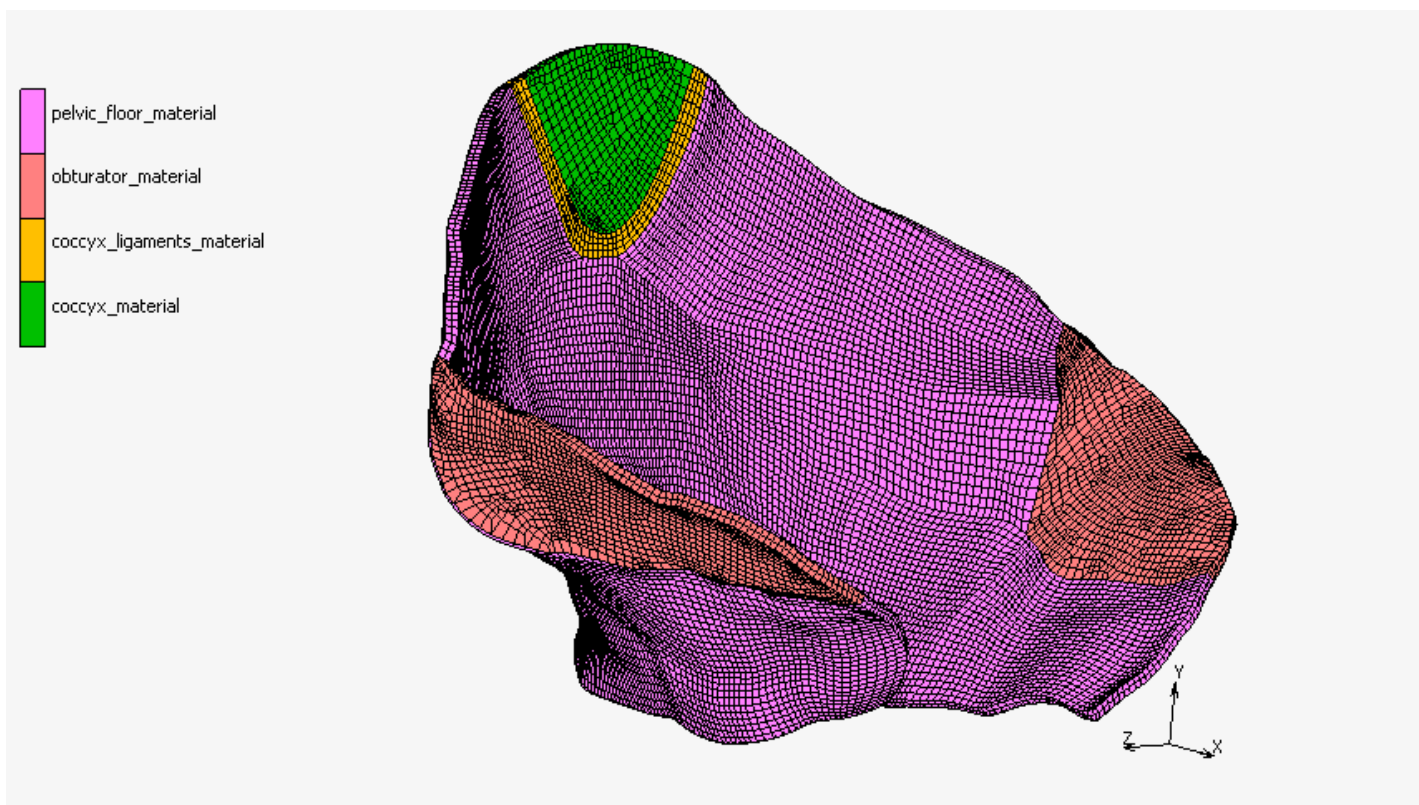
$$W = C_1(\bar{I}_1 - 3) + C_2(\bar{I}_2 - 3), \quad (3)$$

kde C_1 a C_2 jsou materiálové konstanty a I_1 a I_2 jsou konstanty správného deformačního tenzoru Cauchy-Green:

$$\begin{aligned} \bar{I}_1 &= J^{-2/3} I_1 ; \quad I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 ; \quad J = \det(\mathbf{F}) = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 \\ \bar{I}_2 &= J^{-4/3} I_2 ; \quad I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \end{aligned} \quad (4)$$

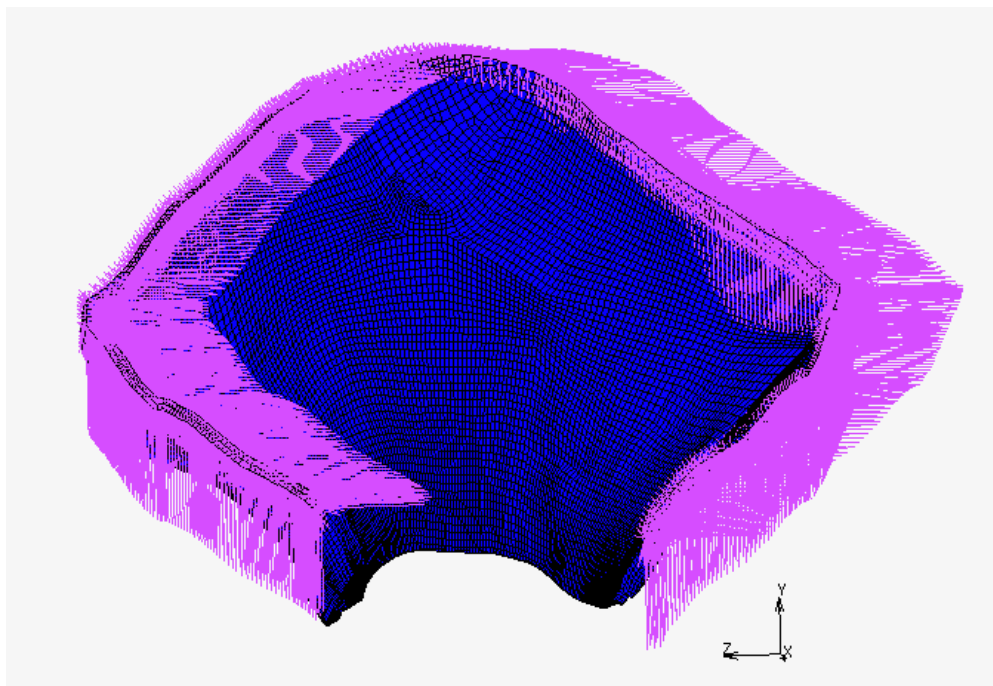
kde \mathbf{F} je gradient deformace a J pro nestlačitelné materiály $J=1$.

Materiálový model pánevního dna byl rozdělen do několika oblastí. V modelu byly zohledněny i části obturator internus, kostrč a úpony levatoru ani ke kostrči. Pro nejtvrďší část, tedy kostrční část, byla definována konstanta $C_{10} = 5$ kPa a pro úpony levatoru ani na kostrč $C_{10} = 2$ kPa. Pro model levatoru ani a obturator internus byla v obou případech definována konstanta $C_{10} = 0,5$ kPa. Materiálové modely zachyceny na Obr. 40.



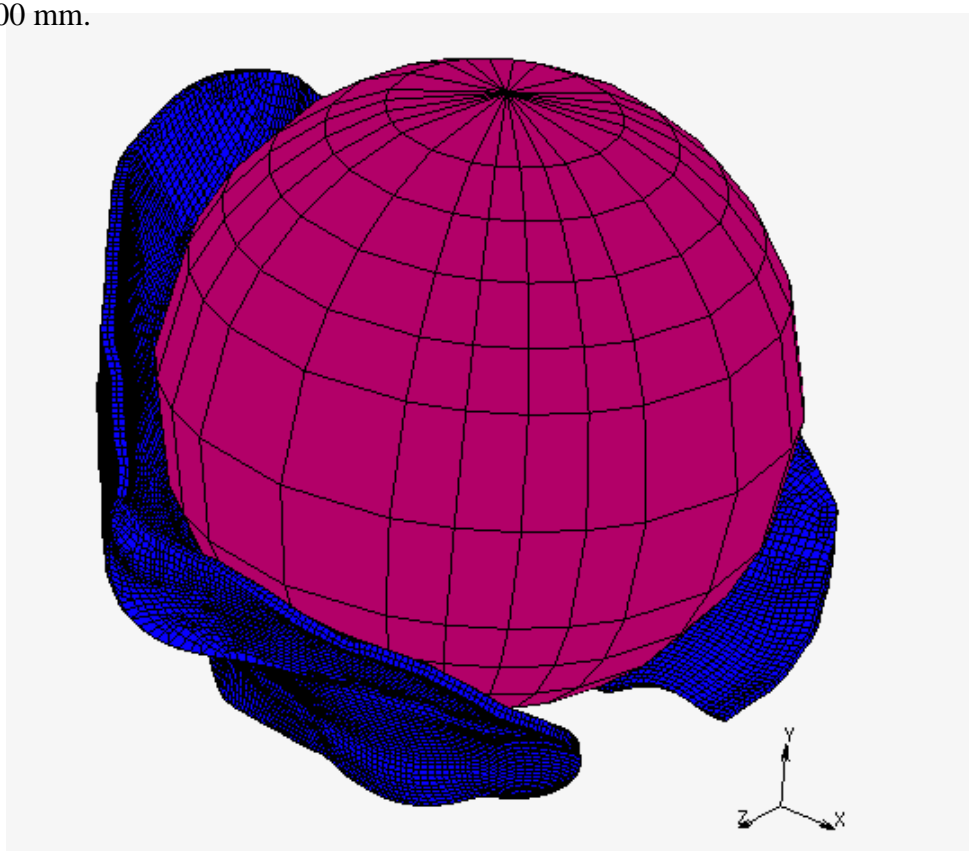
Obr. 40 Materiálový model pánevního dna

Okrajové podmínky byly definovány na horní okraj pánevního dna. Okrajové uzly pánevního dna byly fixovány ve výchozí pozici nulovým posunem ve všech 3 osách posunu (x, y, z). Okrajové podmínky zachyceny na Obr. 41.



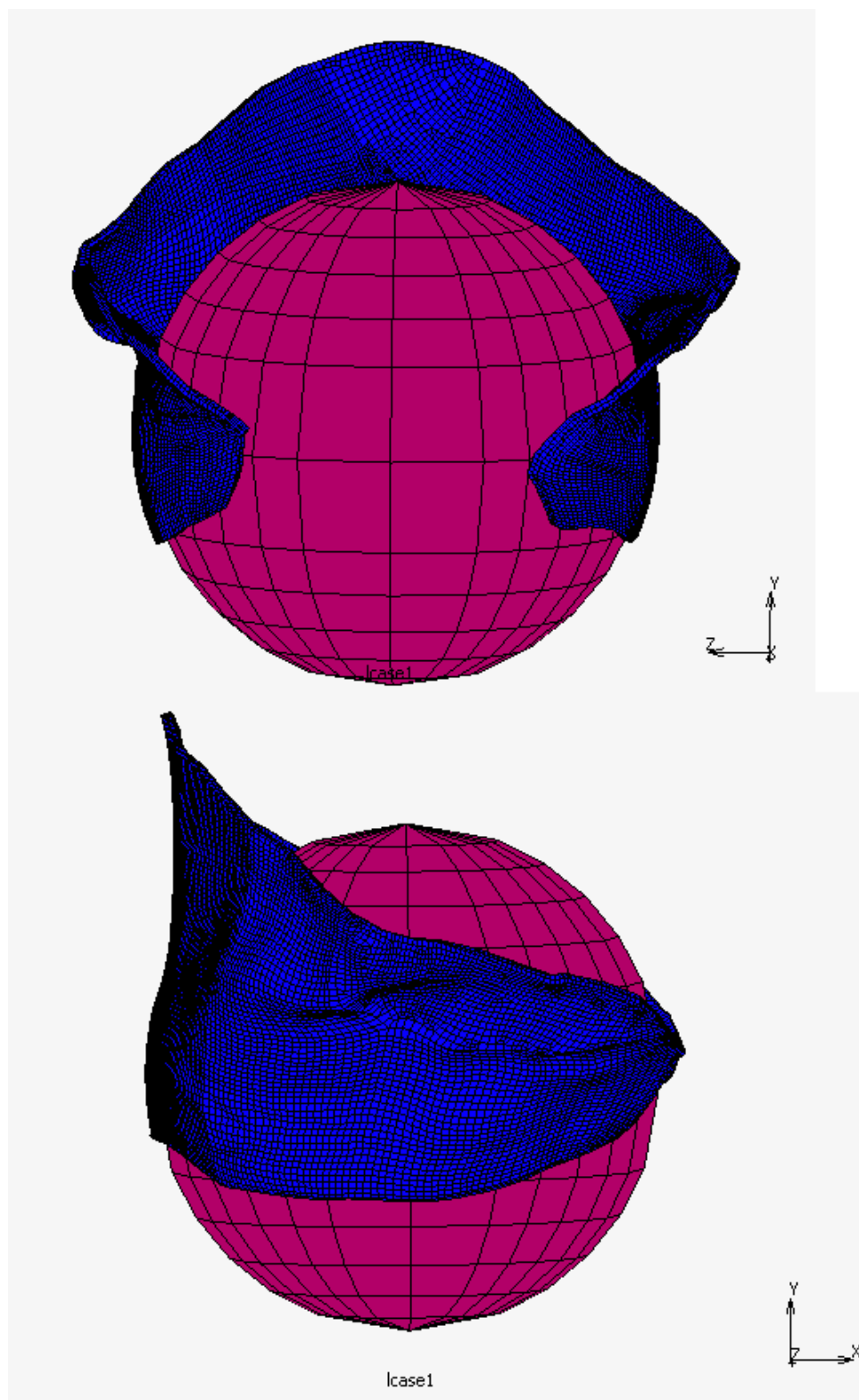
Obr. 41 Model pánevního dna s okrajovými podmínkami

Dále byl definován kontakt mezi koulí a pánevním dnem. Kontakt byl definován typem surface to surface s koeficientem tření 0,02. Model koule byl vytvořen stejným postupem a se stejnými parametry jako v předchozím modelu. Pohyb koule byl definován pomocí tabulek. Posun v záporné ose x byl o 10 mm a v záporné ose y o 100 mm.

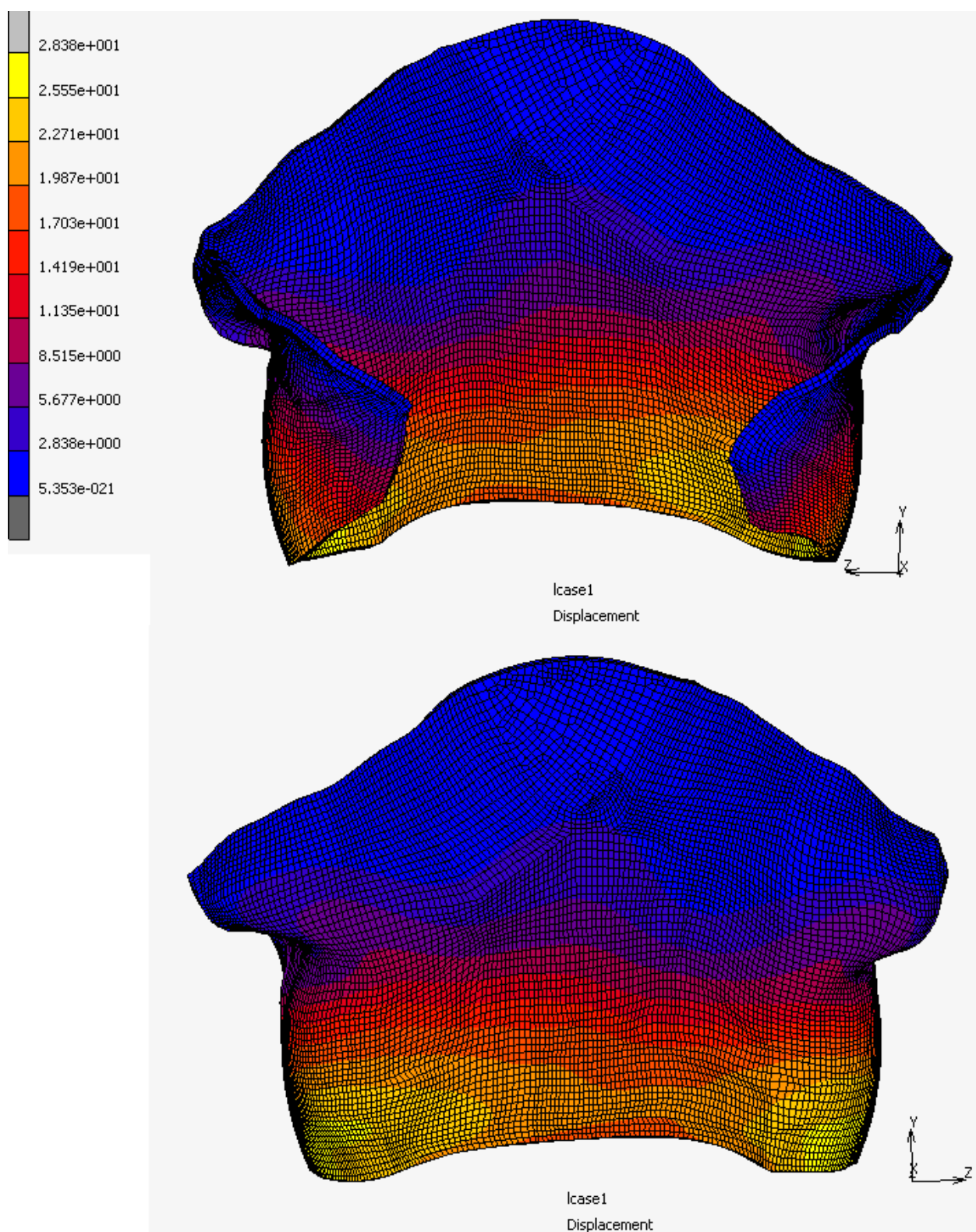


Obr. 42 Model soustavy pánevní dno- koule

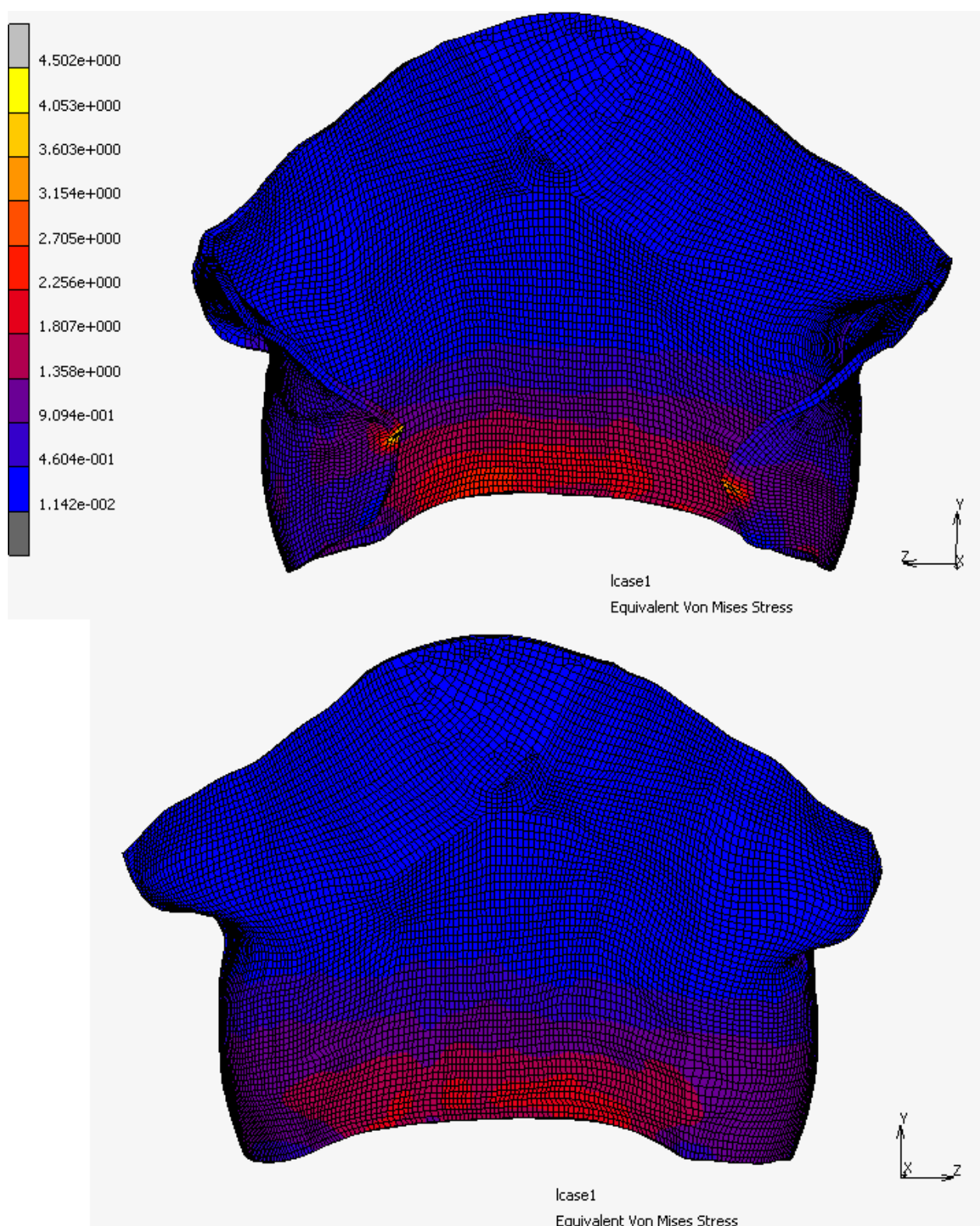
2.2.2 Výsledky



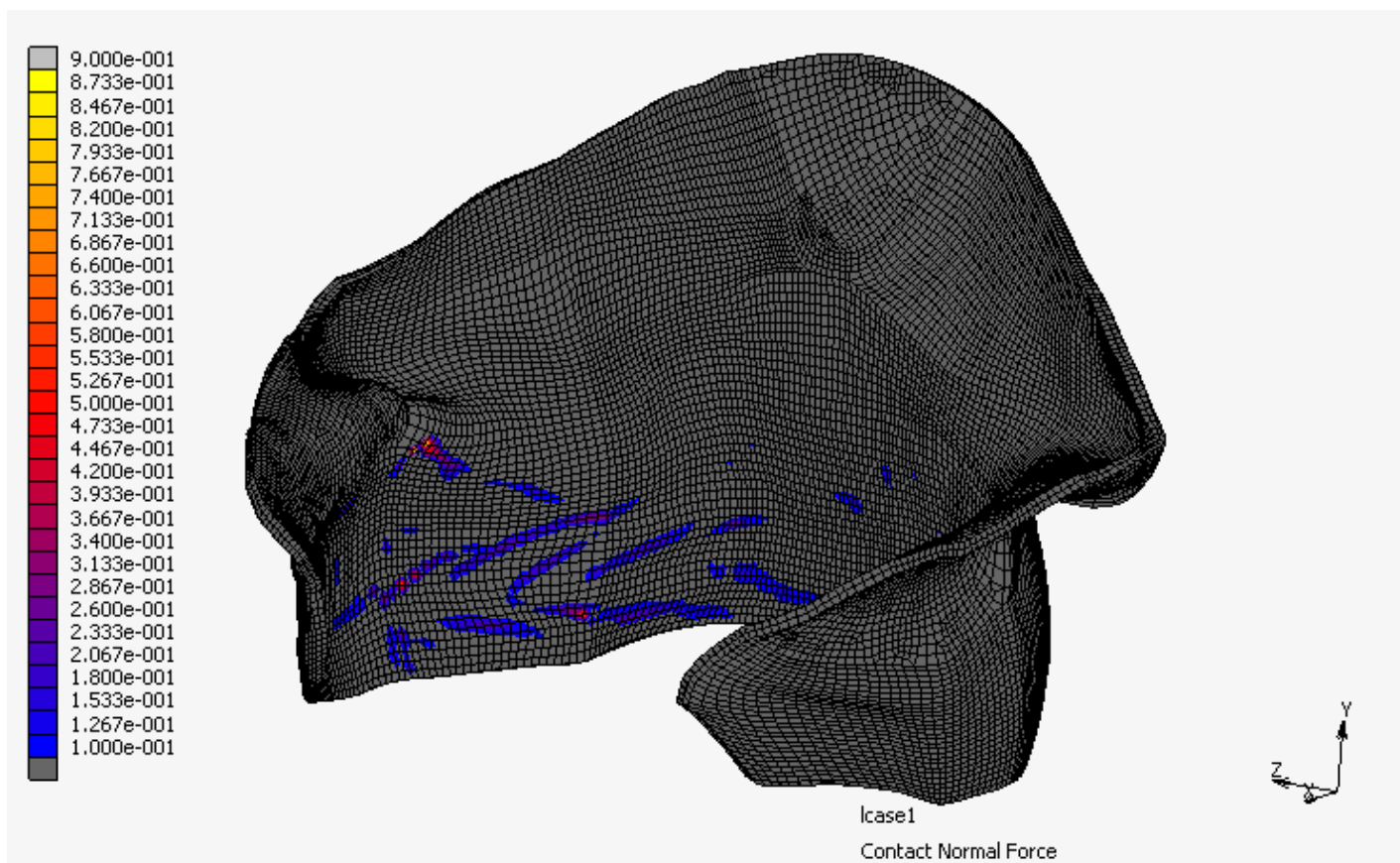
Obr. 43 Průchod koule pánevním dnem v největším průměru



Obr. 44 Celkový posun modelu pánevního dna při průchodu koule [mm]



Obr. 45 Napětí Von Mises na modelu pánevního dna při průchodu koule [MPa]



Obr. 46 Kontaktní síla na modelu pánevního dna[N]

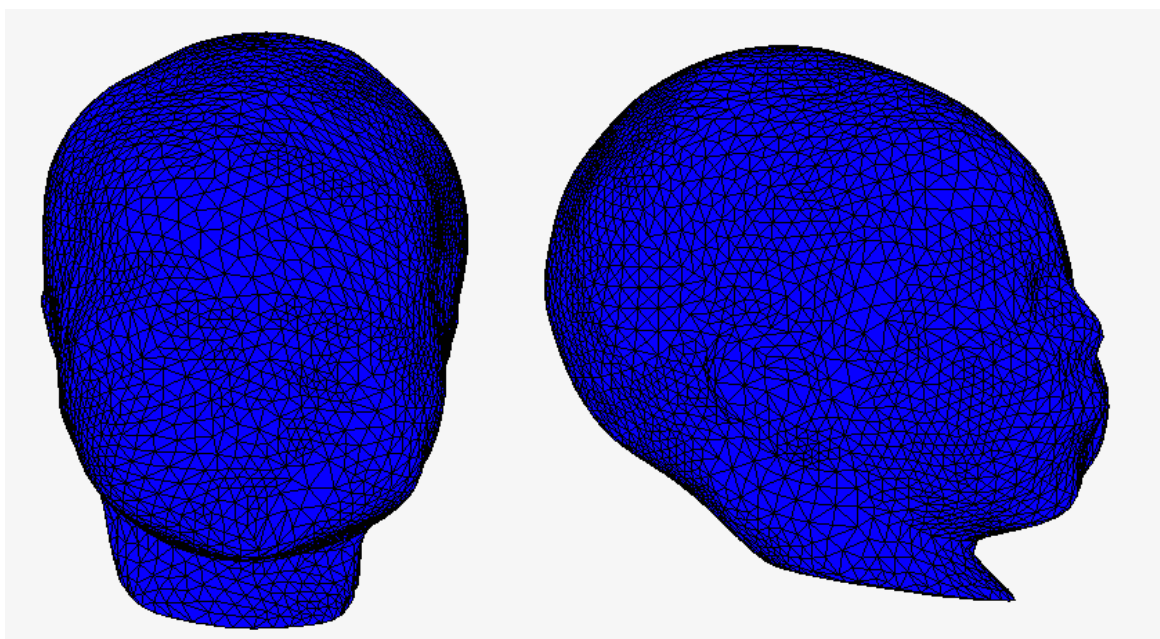
Na výpočetním MKP modelu soustavy pánevní dno - koule dochází k posunu na pánevním dnu přesně tak, jak model hlavičky pánevním dnem prochází. Na Obr. 44 vidíme, že k největšímu posunu dochází uprostřed spodní části pánevního dna na levatoru ani. Na bočních stranách dolních okrajů dochází k maximálnímu posunu o 25mm. Na základě nadefinovaných materiálových vlastností pánevního dna dochází po průchodu koule ke smrštění.

Ve stejných místech, tedy na posunutém okraji pánevního dna dochází k maximálnímu napětí Von Mises 2,7 MPa. Toto napětí se snižuje směrem od okrajů poměrně prudce. Ve vzdálenosti cca 30 mm od okraje otvoru se napětí Von Mises pohybuje okolo 0,4 MPa (Obr.45). Kontaktní síla se pohybuje v maximální hodnotě okolo 0,26 N (Obr. 46).

2.3 Model pánevní dno - hlavička plodu

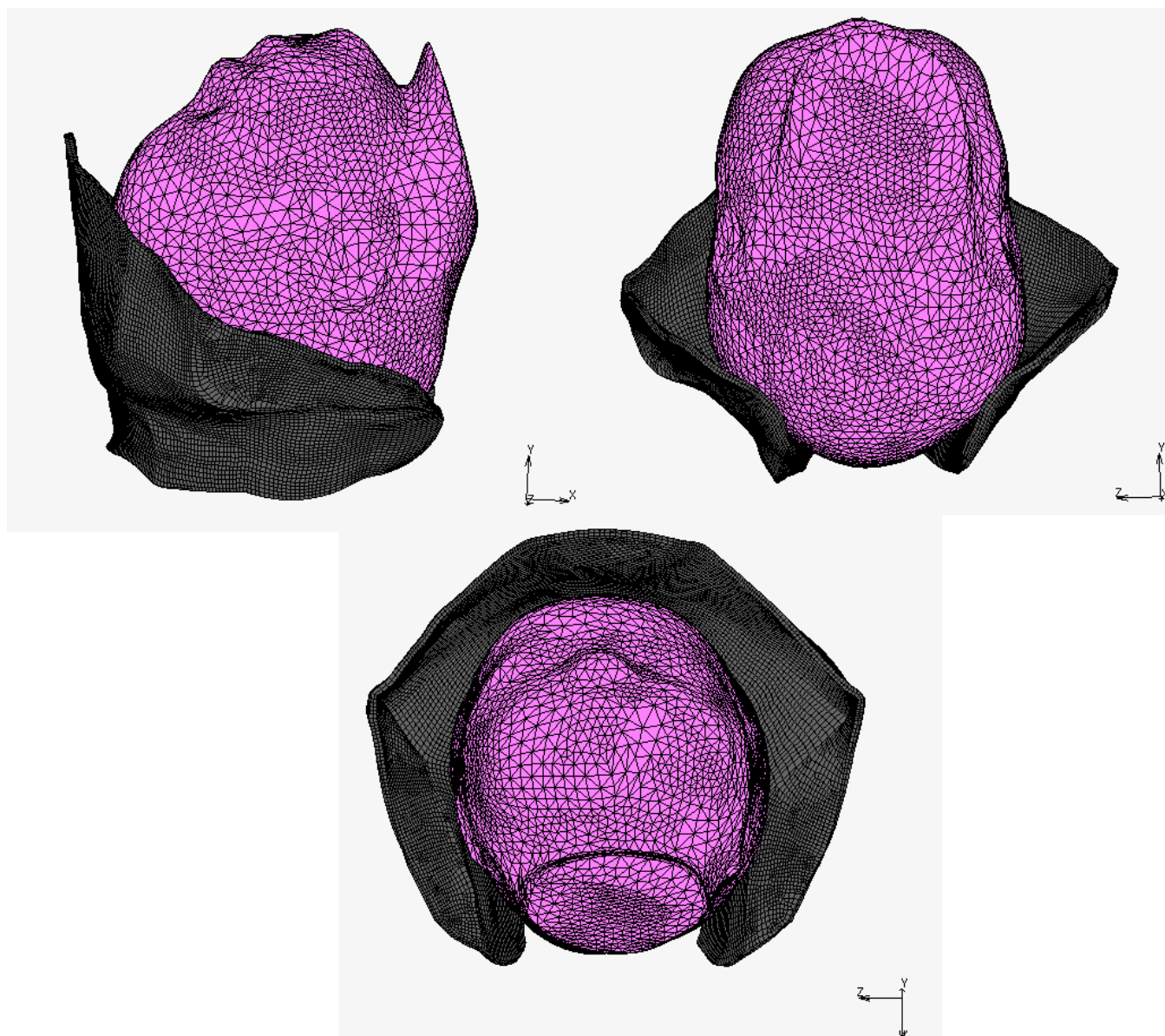
2.3.1 Tvorba modelu

Dalším krokem bylo nahrazení koule modelem hlavičky plodu. Model hlavičky byl vytvořen pomocí segmentace z MRI snímků. Na vytvořeném objemovém modelu byla generována FEM síť s 52 378 elementy a 4281 uzly. Povrch hlavičky byl pro naše potřeby částečně zahlazen. Pro celý model hlavičky plodu byly použity 3D deformovatelné tetra elementy. Na Obr. 47 zachycen model hlavičky plodu ze dvou pohledů.



Obr. 47 Model hlavičky plodu, pohled zepředu a z boku

Po importování modelu do softwaru MSC Marc Mentat byla potřeba sjednotit měřítko modelu s modelem pánevního dna a nastavit do správné polohy pro výpočet simulace. Hlavička byla několikanásobně zvětšena a posunuta pomocí funkce MOVE. Model hlavičky byl zvětšen na největší průměr cca 100 mm, což odpovídá reálnému průměru hlavičky novorozence. Hlavička byla do pánevního dna vsunuta v poloze podélné záhlavím. Na Obr. 48 je zachycena vzájemná pozice pánevního dna a hlavičky plodu.

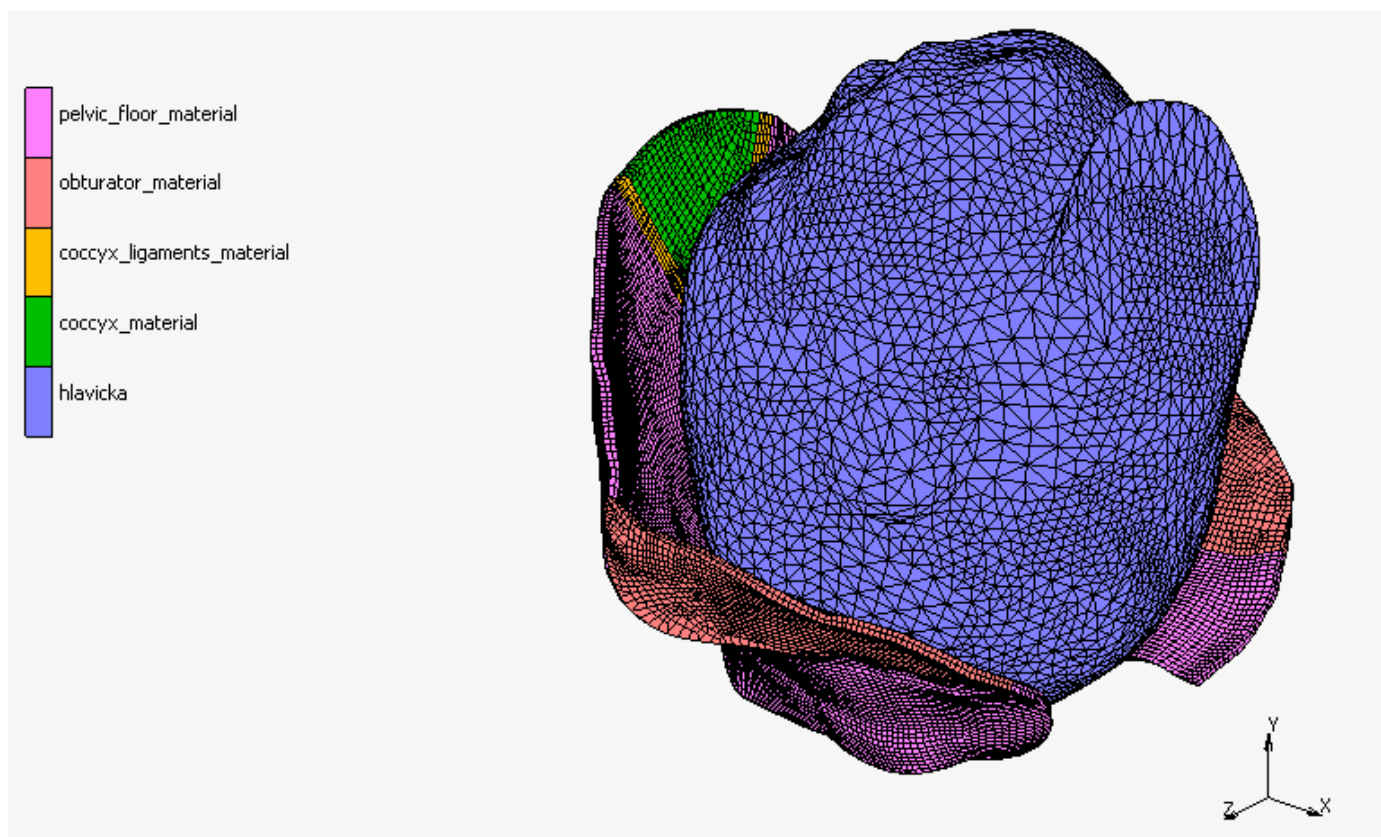


Obr. 48 Umístění hlavičky do pánevního dna v poloze podélné záhlavím z několika pohledů

Pro materiálový model hlavičky plodu byl použit také model Mooney - Rivlin, avšak s řádově rozdílnými hodnotami. Vzhledem k tvrdosti tkáně byla definována konstanta $C_{10} = 1000$ kPa. Přehled materiálových modelů v Tabulce 1 a na Obr. 49.

Přehled materiálových konstant (Mooney- Rivlin)					
tkáň	levator ani	obturator	coccyx	insertio	fetus
C_{10} [kPa]	0,5	0,5	5	2	1000

Tabulka 1 Přehled materiálových konstant

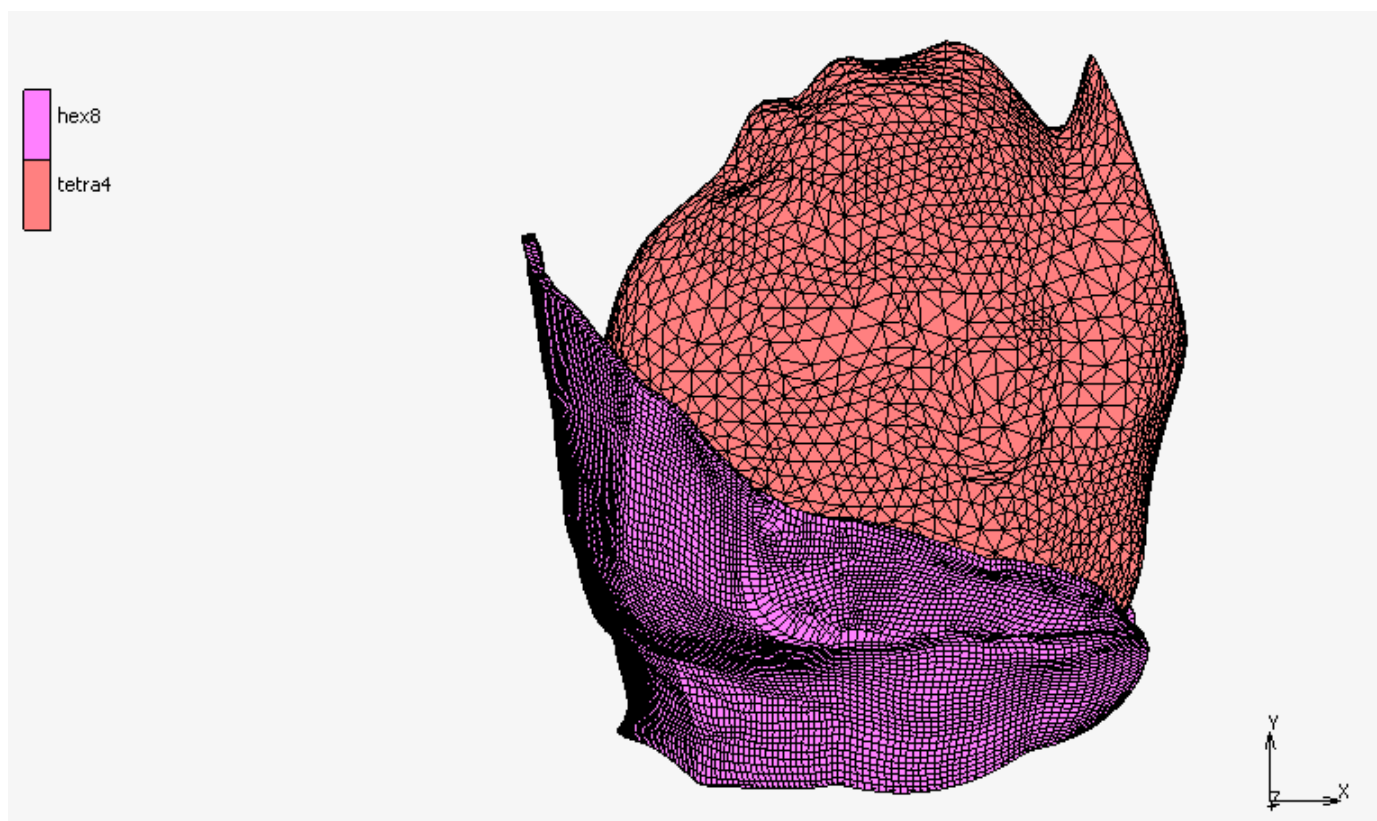


Obr. 49 Materiálové modely

Celý model pánevního dna a hlavičky obsahuje 78 768 elementů. Přehled zachycen v tabulce 2 a Obr. 50.

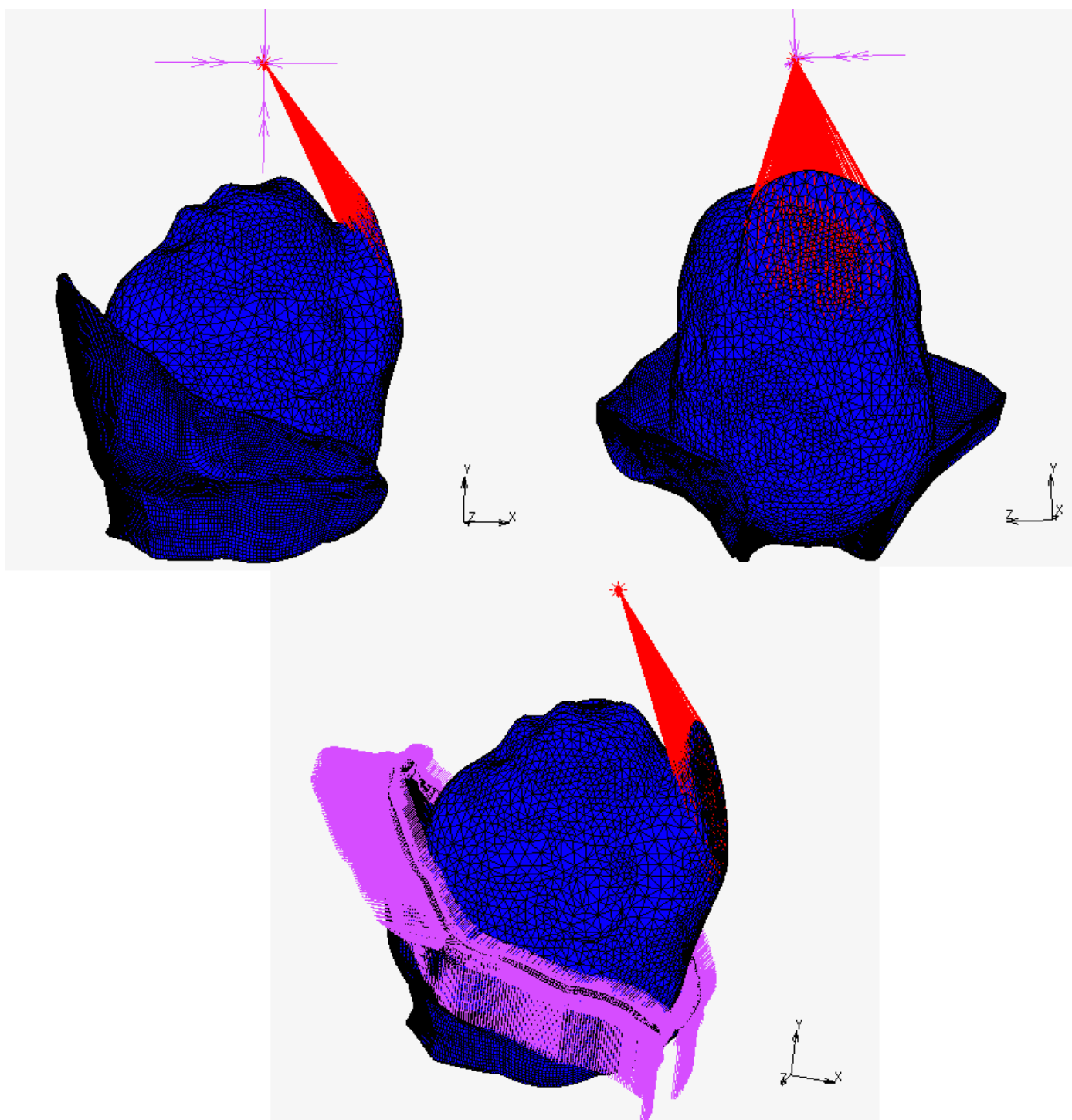
Hodnoty FEM sítí		
	pánevní dno	hlavička plodu
typ elementů	hex8	tetra4
počet elementů	26 390	52 378
počet uzlů	40 465	4 281

Tabulka 2: Přehled FEM sítí



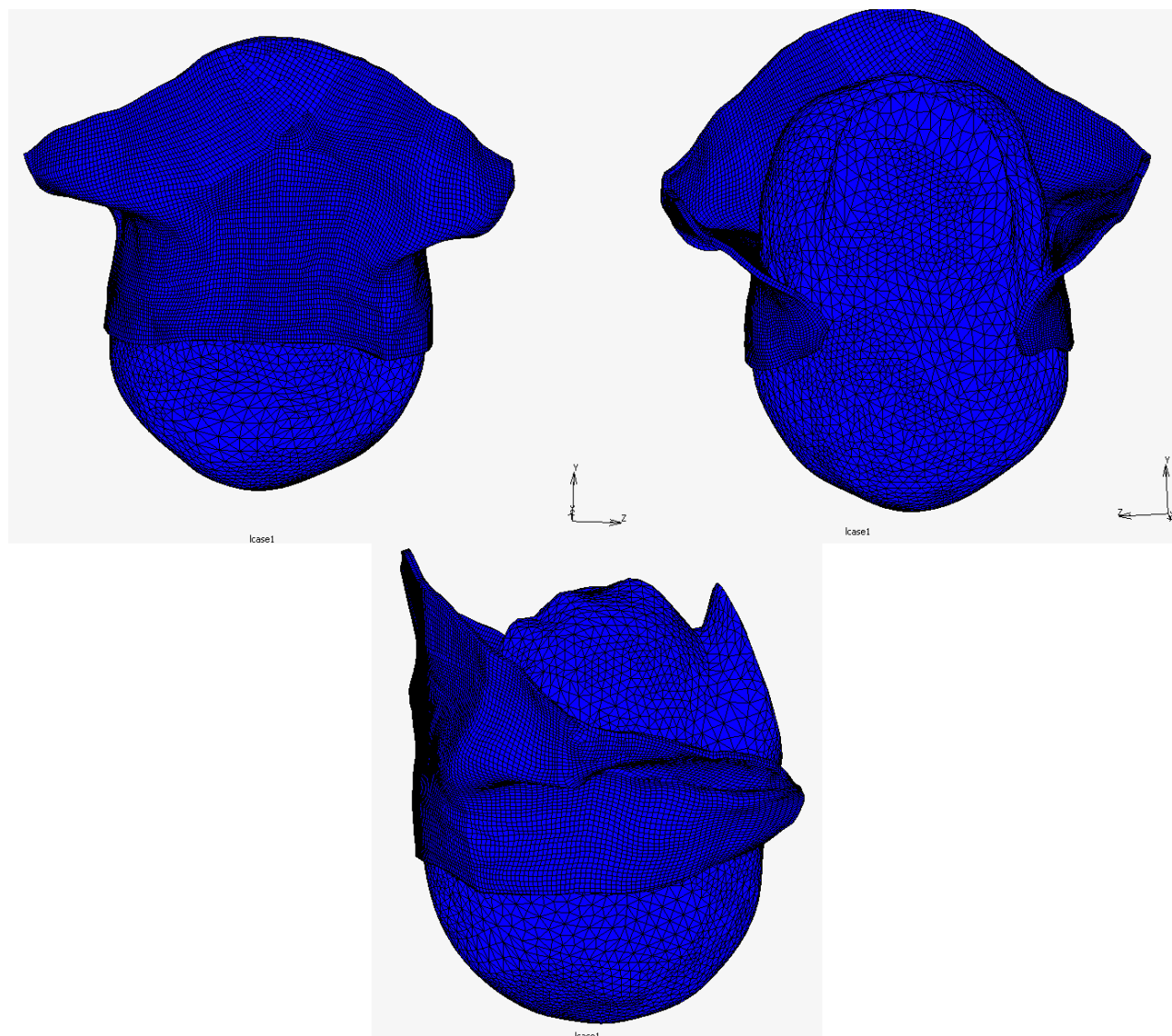
Obr. 50 Typy elementů modelu

Okrajové podmínky byly definovány na horní okraj pánevního dna. Okrajové uzly pánevního dna byly fixovány ve výchozí pozici nulovým posunem ve všech 3 osách posunu (x , y , z). Posun hlavičky plodu byl definován pomocí RBE2's linku. Nad hlavičkou plodu byl vytvořen nový uzel, na který bylo navázáno 341 uzlů z oblasti z krku pro řízení pohybu. Na tento uzel byl definován posun řízený tabulkami v záporné ose z o 10 mm a v záporné ose y o 100 mm. Dále byl definován kontakt mezi hlavičkou a pánevním dnem. Kontakt byl definován typem surface to surface s koeficientem tření 0,02. Okrajové podmínky a RBE2's jsou zachyceny na Obr. 51.

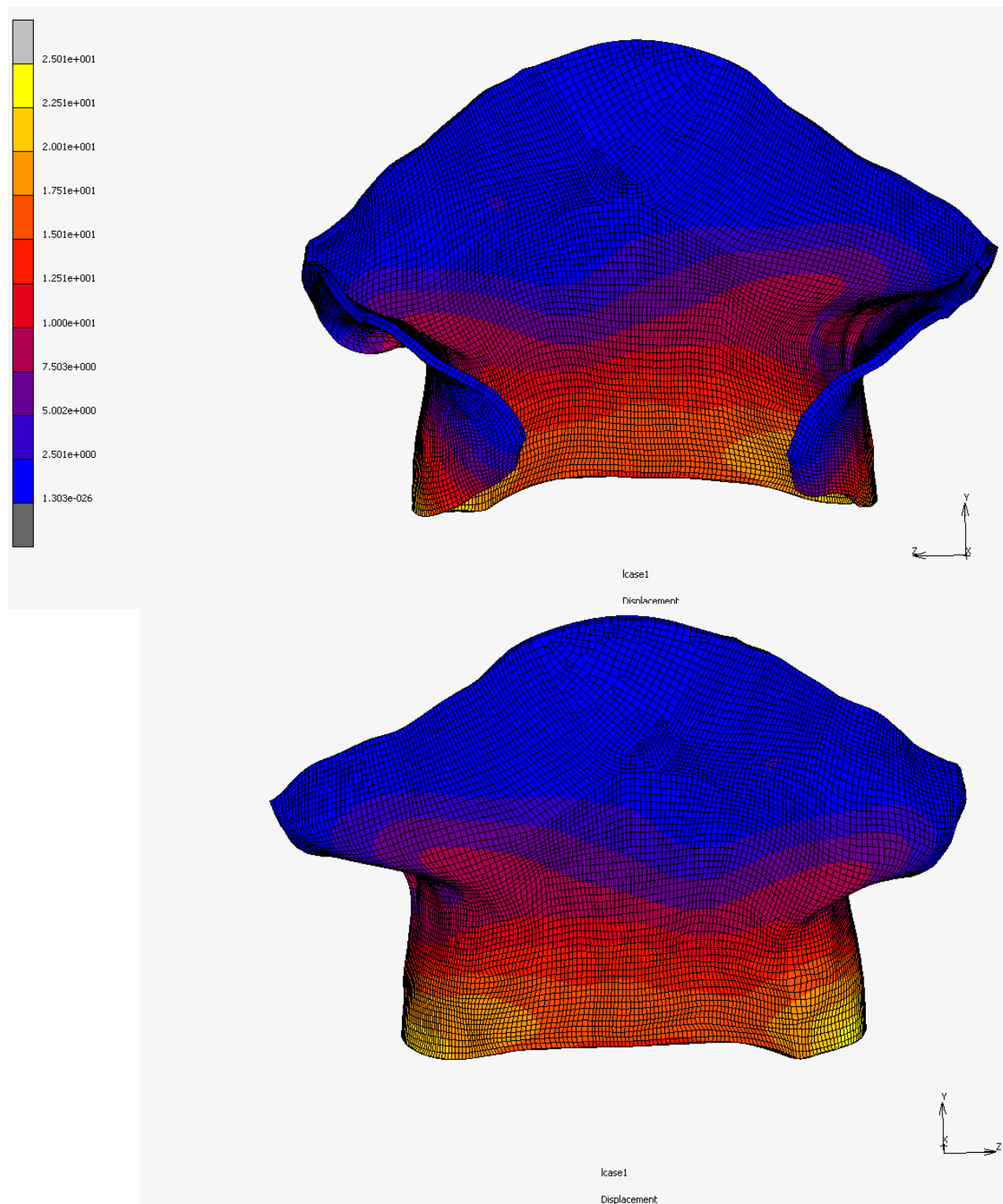


Obr. 51 Okrajové podmínky

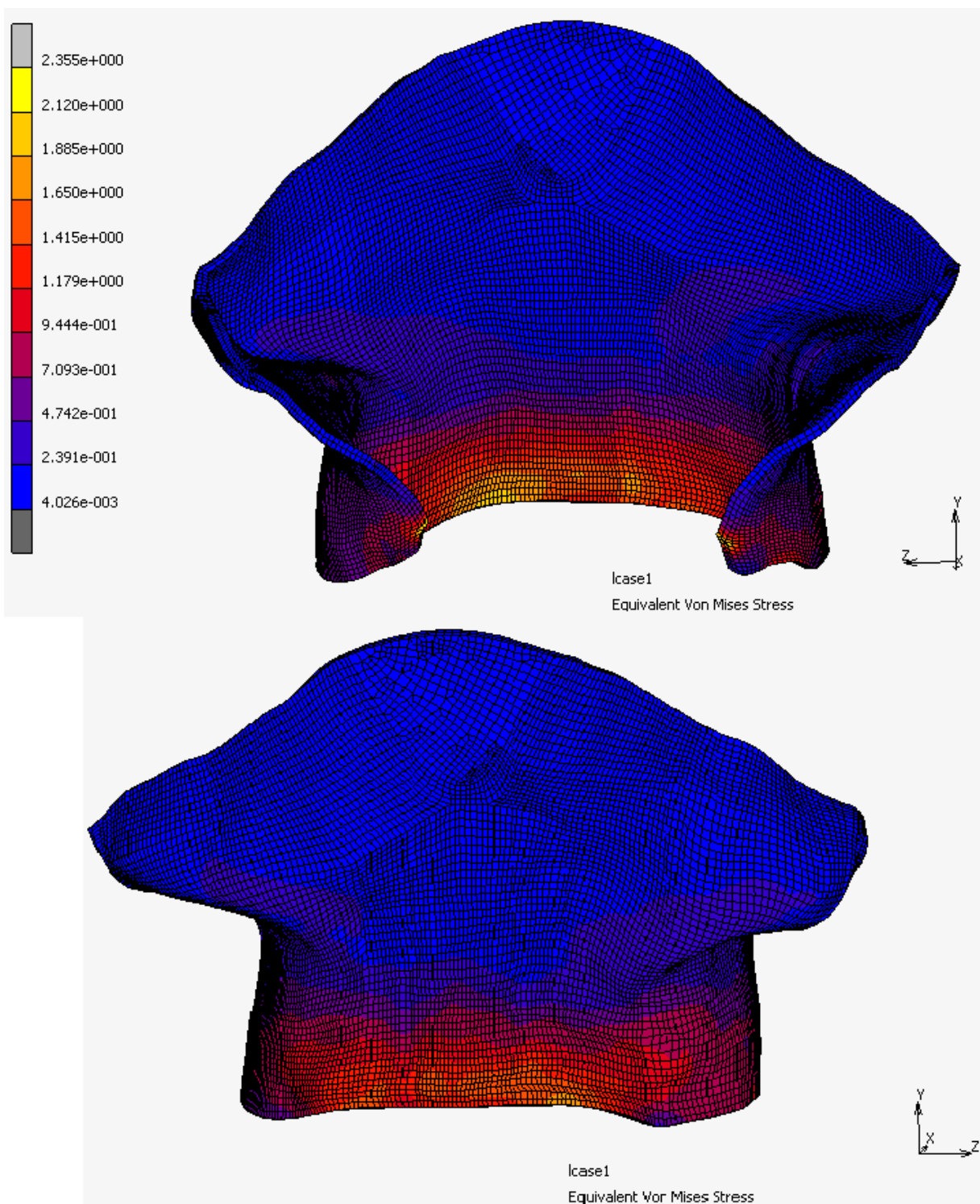
2.3.2 Výsledky



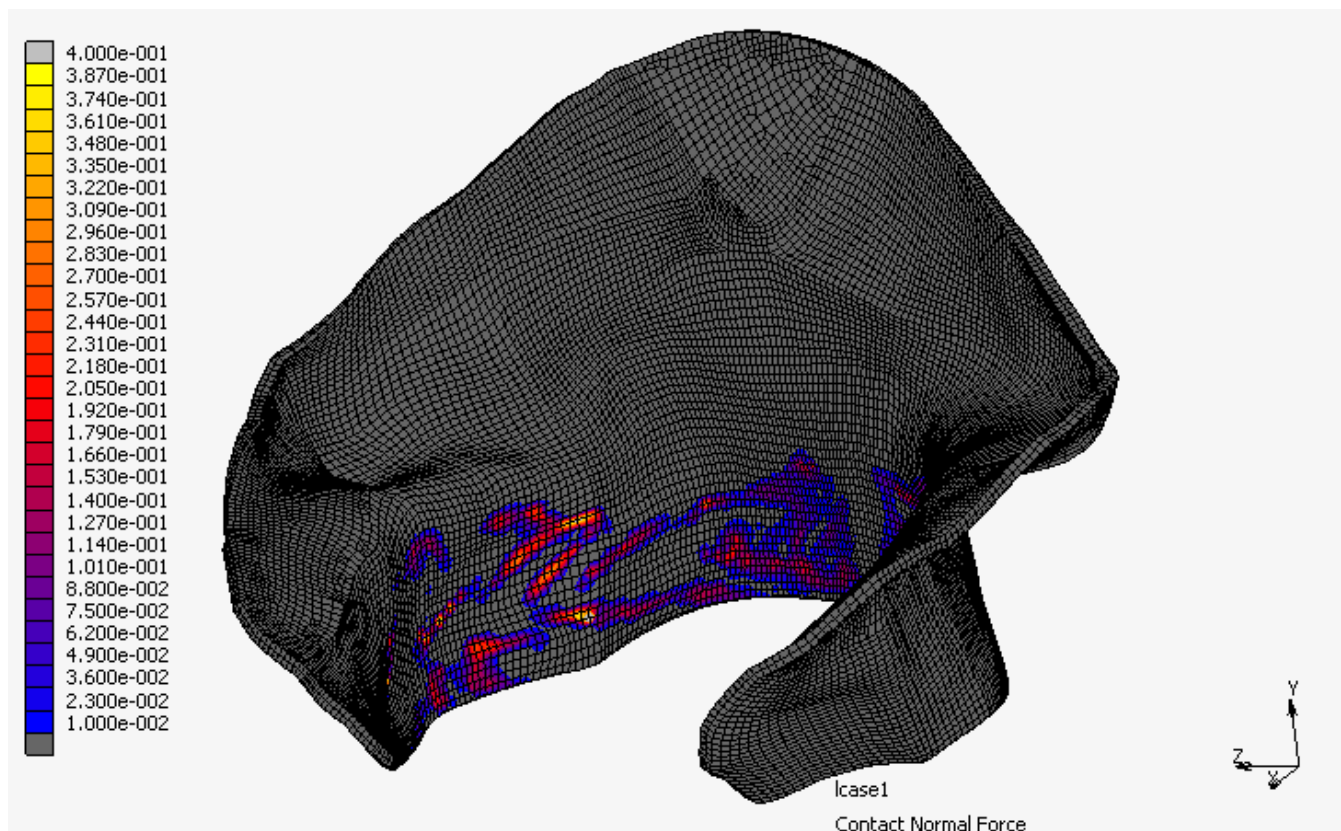
Obr. 52 Průchod modelu hlavičky pánevním dnem v největším průměru



Obr. 53 Celkový posun modelu pánevního dna při průchodu modelu hlavičky [mm]



Obr. 54 Napětí Von Mises na modelu pánevního dna při průchodu modelu hlavičky [MPa]



Obr. 55 Kontaktní napětí na modelu pánevního dna [N]

Na výpočetním MKP modelu soustavy pánevní dno - hlavička dochází k posunu na pánevním dnu přesně tak, jak model hlavičky pánevním dnem prochází. Na Obr. 53 vidíme, že k největšímu posunu dochází uprostřed spodní části pánevního dna na levatoru ani. Na bočních stranách dolních okrajů dochází k maximálnímu posunu o 23 mm. Na základě nadefinovaných materiálových vlastností pánevního dna dochází po průchodu koule ke smrštění.

Ve stejných místech, tedy na posunutém okraji pánevního dna dochází uprostřed k maximálnímu napětí Von Mises 2,1 MPa. Napětí po celém obvodu dolního okraje se pohybuje okolo hodnoty 1,7 MPa. Toto napětí se snižuje směrem od okrajů poměrně prudce. Ve vzdálenosti cca 30 mm od okraje otvoru se napětí Von Mises pohybuje okolo 0,4 MPa. Kontaktní síla se pohybuje v maximální hodnotě okolo 0,24 N.

2.4 Porovnání modelů

Základní nejjednodušší model byl reprezentován deskou (model pánevního dna) a koulí (model hlavičky plodu). Tento model byl brán jako zkušební model pro průchod koule otvorem a zjištění chování modelu. I proto byl model desky nadefinován s jinými materiálovými modely a konstantami. Pro tento model se tedy výsledky liší od modelů následujících i od výsledků z jiné literatury. Model však velmi dobře posloužil pro ladění dalších MKP výpočtů.

Následující dva modely se ve výsledných hodnotách příliš neliší. V první variantě, kde hlavička plodu byla zjednodušena modelem koule, dochází k maximálnímu posunu dolního okraje pánevního dna o 25 mm. V modelu s reálným modelem hlavičky dochází k posunu 23 mm. Tyto hodnoty se shodují s hodnotami zveřejněnými v (27). Podle této studie dochází k posunu v rozmezí 18 – 25 cm.

Z hlediska hodnocení mechanických vlastností, se výsledky modelů vzhledem k literatuře liší. V modelu soustavy pánevní dno - koule se na pánevním dnu maximální hodnota napětí pohybuje okolo hodnoty 2,7 MPa. Hodnota maximálního napětí v modelu soustavy pánevní dno - hlavička je velmi podobná, dosahuje hodnoty 2,1 MPa. Ve výsledcích z Michiganské univerzity zveřejněných v (26), se maximální hodnota napětí vyšplhala až na hodnotu okolo 7 MPa. Rozdíly ve výsledcích by mohly být způsobeny rozdílnými definicemi materiálu. Model pánevního dna z Michiganské univerzity je však vytvořen ze snímků MRI 34leté ženy. Rozdíly v hodnotách by tedy mohly být způsobeny i věkovým rozdílem mezi pacientkami. Pro účely biomechanické analýzy porodu je samozřejmě vhodnější využití dat mladší pacientky. Data pro námi zvolenou metodu vytvoření modelu pánevního dna však nejsou pro mladší pacientku zaznamenána.

Závěr a doporučení

V této diplomové práci byl vytvářen model pro biomechanickou analýzu porodu. Model byl tvořen od nejjednodušších modelů desky a koule až po reálné modely, vytvořené z MRI snímků. Základní model, kde pánevní dno bylo reprezentováno modelem desky a hlavička plodu modelem koule, byl pouze zkušební, a proto byl nadefinován s jinými materiálovými vlastnostmi. Tento model však pomohl při ladění následujících MKP výpočtů. Dále byl model upravován tak, aby se přiblížil co nejvíce realitě. Nejprve byl nahrazen model desky modelem z reálných dat a vytvořen tak velmi přesný model pánevního dna. V posledním kroku byl nahrazen model koule reálným modelem hlavičky plodu, vytvořeným z reálných MRI dat. Výsledné hodnoty z obou modelů se velmi podobají. Posun pánevního dna v oblasti průchodu hlavičky, tedy u spodního okraje byl v prvním případě 25 mm a ve druhém 23 mm. Tyto hodnoty se shodují s hodnotami z uvedených výsledků výzkumu na Aucklandské univerzitě.

Dalším cílem práce bylo zjištění napětí na stěny levatoru ani. V prvním případě vyšly opět hodnoty vzhledem k odlišnostem materiálového modelu v jiném rozsahu hodnot. V modelech pokročilých se již hodnoty opět moc nelišily. Napětí na levatoru ani vyšlo v prvním případě 2,7 MPa a v případě druhém 2,1 MPa. Tyto hodnoty se liší od výzkumu provedeného na univerzitě v Michiganu, kde maximální hodnota vyšla 7 MPa. Tento rozdíl může být způsoben odlišnostmi v konstantách materiálových modelů, nebo také rozdíly na samotném levatoru ani. Náš model byl vytvořen z dat 72leté pacientky, zatímco model z Michiganu byl vytvořen jinou metodou 34leté pacientky.

Tato diplomová práce by mohla stát na začátku složitějších výzkumů porodu metodou MKP. V rámci práce byl vytvořen základní model pánevního dna a hlavičky plodu. Vhodné by bylo posun hlavičky definovat pomocí tlaků, místo posunů. Dále je nutno zohlednit reálnou tlakovou zátěž během porodu. Hlavička plodu na levator ani nenaléhá najednou, ale vykonává postupný pohyb dolů tak, že se vždy o kus posune a poté povolí. Tento proces se několikrát během porodu opakuje a je nutno toto do modelu zahrnout.

Model by měl poté sloužit pro výzkum různých defektů, ke kterým během porodu dochází. Dále by mohl sloužit ke zkoumání významu různých technik porodu jako je epiziotomie—nebo různé polohy rodičky během porodu. Všechna tato doporučení však přesahují rámec zadání této diplomové práce.

Díky této práci a vytvoření základního MKP modelu je možno posunout problematiku porodu v ČR zase o kousek dál. Práce byla vytvořena ve spolupráci s předními odborníky z Univerzity v Portu, kde jsem absolvovala také měsíční stáž. Věřím, že se na tuto práci naváže a provede se několik výzkumů, které do budoucna třeba i ulehčí do jisté míry samotný porod, nebo alespoň zpříjemní pacientkám jeho průběh.

Seznam použité literatury

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2001, 256-263 s., ISBN 80-7169-970-5.
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2001, 279-289 s., ISBN 80-7169-970-5.
- [3] HÁJEK, Zdeněk, Evžen ČECH a Karel MARŠÁL. *Porodnictví*. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4529-9.
- [4] POSPÍŠILOVÁ, Blanka a Olga PROCHÁZKOVÁ. *Anatomie pro bakaláře I: obecná anatomie, systémy pohybové a orgánové*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010. ISBN 978-80-7372-675-1.
- [5] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 2.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2001, 368-370 s., ISBN 80-7169-970-5.
- [6] ROHEN, Johannes W., Chihiro YOKOCHI a Elke LÜTJEN-DRECOLL. *Anatomie člověka: fotografický atlas systematické a topografické anatomie: 6. vydání*. Praha: Triton, c2008. ISBN 978-80-7387-131-4
- [7] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 2. 2.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2002, 21-36s., ISBN 80-247-0143-X
- [8] SINEL'NIKOV, R. D. *Atlas of human anatomy*. Moscow: Mir Publishers, 1989. ISBN 5030003223.
- [9] KUDELA, Milan. *Základy gynekologie a porodnictví pro posluchače lékařské fakulty. 2. vyd.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2008. ISBN 978-80-244-1975-6.
- [10] BINDER, Tomáš. *Porodnictví*. Praha: Karolinum, 2011. ISBN 978-80-246-1907-1.
- [11] FUSEK, Martin, HALAMA, Radim, MKP a MHP, dostupné z: http://mi21.vsb.cz/sites/mi21.vsb.cz/files/unit/mkpamhp_obr.pdf

- [12] MACHALOVÁ, Jitka a Horymír NETUKA. *Metoda konečných prvků*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4645-5.
- [13] JANDA, Štěpán. *Biomechanics of the pelvic floor musculature*. S.l.: [s.n.], 2006. ISBN 9090203346.
- [14] ŠPANĚL, Michal a Vítězslav BERAN. *Obrazové segmentační techniky*. Vysoké učení technické v Brně. 2006.
Dostupné z: http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/#_Toc125769338.
- [15] JACOB BEUTEL ED. *Handbook of medical imaging*. Bellingham, Wash: SPIE Press, 2000. ISBN 9780819477729.
- [16] HO, Pei-Gee. *Image Segmentation* [online]. InTech, 2011 [cit. 2017-02-14]. ISBN 978-953-307-228-9. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/image-segmentation>.
- [17] SHARMA, Neeraj, AmitK RAY, KK SHUKLA, Shiru SHARMA, Satyajit PRADHAN, Arvind SRIVASTVA a LalitM AGGARWAL. Automated medical image segmentation techniques. *Journal of Medical Physics* [online]. 2010, **35**(1), 3- [cit. 2017-02-14].
DOI: 10.4103/0971-6203.58777. ISSN 0971-6203.
Dostupné z: <http://www.jmp.org.in/text.asp?2010/35/1/3/58777>.
- [18] Onal, Sinan. *Automated Localization and Segmentation of Pelvic Floor Structures on MRI to Predict Pelvic Organ Prolapse*. (2014). Graduate Theses and Dissertations. Dostupné z: <http://scholarcommons.usf.edu/etd/5288>.
- [19] HOYTE, Lennox, Wen YE, Linda BRUBAKER, Julia R. FIELDING, Mark E. LOCKHART, Marta E. HEILBRUN, Morton B. BROWN a Simon K. WARFIELD. Segmentations of MRI images of the female pelvic floor: A study of inter- and intra-reader reliability. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. 2011, **33**(3), 684-691 [cit. 2017-02-14]. DOI: 10.1002/jmri.22478. ISSN 10531807. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jmri.22478>.

- [20] NÁVRÁTIL, Robert. *Technologie skenování ve 3D*. 2004. Dostupné z: <http://www.spsks.cz/wp-content/uploads/2016/03/Technologie-skenování-ve-3D-0.pdf>
- [21] ALEXANDRE, Fátima, Rania F. El SAYED a Teresa MASCARENHAS. *3D reconstruction of pelvic floor for numerical simulation purpose* 2016. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/37649744>.
- [22] D'AULIGNAC, D., J. A. C. MARTINS, E. B. PIRES, T. MASCARENHAS a R. M. Natal JORGE. A shell finite element model of the pelvic floor muscles. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [online]. 2005, **8**(5), 339-347 [cit. 2017-02-07]. DOI: 10.1080/10255840500405378. ISSN 1025-5842. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10255840500405378>.
- [23] JANDA, Štěpán, Frans C. T. VAN DER HELM a Sjoerd B DE BLOK. Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes. *Journal of Biomechanics* [online]. 2003, **36**(6), 749-757 [cit. 2017-02-07]. DOI: 10.1016/S0021-9290(03)00008-3. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929003000083>.
- [24] Metodika zpracování kvalifikačních prací 2016 (bakalářské, diplomové) Liberec: Technická univerzita v Liberci, FM, 2016. ISBN 978-80-7494-317-1.
- [25] LUO, Jiajia, Luyun CHEN, Dee E. FENNER, James A. ASHTON-MILLER a John O. L. DELANCEY. *A multi-compartment 3-D finite element model of rectocele and its interaction with cystocele* [online]. 2015, University of Michigan. Dostupné z: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(15\)00131-1/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(15)00131-1/abstract).
- [26] JING, Dejun, James A. ASHTON-MILLER a John O. L. DELANCEY. *A subject-specific anisotropic visco-hyperelastic finite element model of female pelvic floor stress and strain during the second stage of labor* [online]. 2011, University of Michigan. Dostupné z: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(11\)00761-5/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(11)00761-5/abstract).

- [27] NOAKES, Kimberley, Andrew J. PULLAN, Ian P. BISSETT, Leo K. CHENG. *Subject specific finite elasticity simulations of the pelvic floor* [online]. 2008, University of Auckland. Dostupné z: [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(08\)00343-6/abstract](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(08)00343-6/abstract).
- [28] PROCHÁZKA, Karel. Jak na metodu konečných prvků [online]. Střední škola průmyslová a umělecká, Opava. Dostupné z: www.sspu-opava.cz/~prochazka/ruzne/MKP.doc.
- [29] E. M. H. Bosboom, M.K.C. Hesselink, C.W.J. Oomens, C. V. Bouten, M. R. Drost and P. Baaijens, “Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression”, *J. Biomech.*, 34, pp. 1365–1368, 2001.
- [30] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp and J. M. Rosen, “An interactive graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37, pp. 757–767, 1990.
- [31] Y. C. Fung, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd ed., Springer Verlag, 1993.
- [32] W. T. Gregory and I. Nygaard, “Childbirth and pelvic floor disorders”, *Clin. Obst. Gynaecol.*, 47(2), pp. 394–403, 2004.
- [33] L. Hoyte, L. Schierlitz, K. Zou, G. Flesh and J.R. Fielding, “Two and 3 dimensional mri comparison of levator ani structure, volume, and integrity in women with stress incontinence and prolapse”, *Am.J. Obst. Gynecol.*, 185(1), pp. 11–19, 2001.